

**SAMIA MOREIRA AKEL**

**AJUSTES POSTURAIS A UM DISTÚRBIO  
CONTROLADO EM IDOSOS COM E SEM HISTÓRICO  
DE QUEDAS**



**CURITIBA**

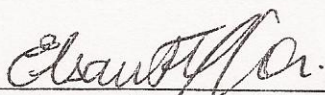
**2012**

## PARECER

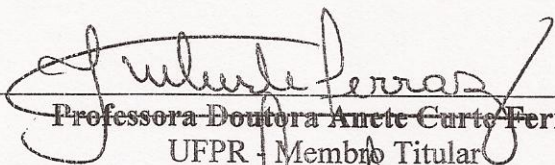
Os abaixo-assinados, membros da Banca Examinadora da Defesa de Dissertação de Mestrado, a qual se submeteu **SAMIA MOREIRA AKEL** para fins de obter o título de Mestre em Fisiologia pela Universidade Federal do Paraná, são de parecer unânime à APROVAÇÃO do acadêmico.

A obtenção do título está condicionada à implementação das correções sugeridas pelos membros da banca examinadora e ao cumprimento integral das exigências estabelecidas no Regimento interno deste Programa de Pós-Graduação.

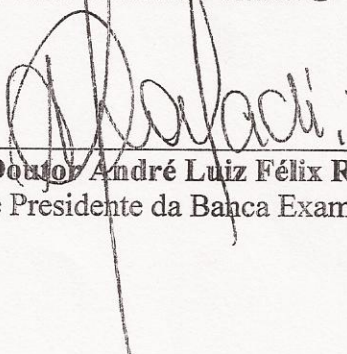
Curitiba, 28 de abril de 2012



Professora Doutora Elisângela Ferreti Manfra.  
PUC-PR- Membro Titular



Professora Doutora Anete Curto Ferraz  
UFPR - Membro Titular



Professor Doutor André Luiz Félix Rodacki  
Orientador e Presidente da Banca Examinadora

**SAMIA MOREIRA AKEL**

**AJUSTES POSTURAIS A UM DISTÚRBIO CONTROLADO EM IDOSOS COM E  
SEM HISTÓRICO DE QUEDAS**

Dissertação de Mestrado defendida  
como pré-requisito para a obtenção do  
título de Mestre em Fisiologia, no  
Departamento de Fisiologia, Setor de  
Ciências Biológicas da Universidade  
Federal do Paraná.

**ORIENTADOR: PROF. DR. ANDRÉ LUIZ FELIX RODACKI**

Aqueles que sempre acreditaram em mim, em especial aos meus pais, meus queridos avós, meu paciente namorado, minha amada irmã e cunhado.

## AGRADECIMENTOS

Aos meus pais, Zaki Akel Sobrinho e Deise M<sup>a</sup> Valente Moreira Akel, por todo amor, compreensão e carinho. A força da nossa família foi meu combustível para chegar até aqui. Com vocês, aprendi que o céu é o limite. Por tudo, muito obrigada.

Ao meu namorado Sérgio S. da Silva Jr, por estar sempre ao meu lado, por todo apoio, amor e paciência ao longo dessa jornada.

A minha irmã Gisah Moreira Akel, sem a sua companhia toda minha vida não teria sentido. Por toda sua força e apoio.

Ao meu cunhado Rodrigo pela ajuda e preocupação.

Aos meus avós Hermes Moreira Filho e Ita Moema Valente Moreira, meus maiores exemplos. Pelo apoio incondicional, por sempre acreditarem em mim, por cuidarem da minha rosa em seu jardim.

Aos meus avós Naim Akel e Maria de Lourdes Sabbag Akel (*in memoriam*), por sempre olharem por mim onde quer que estejam.

Aos colegas Sérgio Andrade e Fábio Teófilo. Os dias no laboratório foram muito mais divertidos com a companhia de vocês. Muito obrigada por todo apoio e ajuda nas coletas e pela paciência, sem vocês esse estudo não teria sido possível.

A querida amiga Prof. Dra. Angélica Lodovico, pela companhia nos momentos de maior dificuldade, por toda paciência e dedicação com esse trabalho.

Ao Prof. Dr. Pedro Steiner, o mais sincero obrigada por todas as horas frente ao SPSS, pelo suporte incondicional. Muito obrigada.

Ao meu orientador Prof. Dr. André Luiz Félix Rodacki, por todo conhecimento que nunca hesitou em dividir, apoio e incentivo.

A Prof. Dra. Anete C. Ferraz, pelas aulas inspiradoras e atenção ao longo dessa jornada. Também pelas contribuições a esse trabalho.

A Prof. Dra. Elisângela F. Manfra, pelo aceite na participação como banca e pelas relevantes contribuições nesse estudo.

Aos colegas do Mestrado em Fisiologia, por compartilharem todos os momentos com alegria na busca de aprofundar nosso conhecimento e valorização da educação.

A todos os idosos que participaram do experimento, especialmente pela disponibilidade e pela confiança em mim e nos demais colegas que auxiliaram. Sem o comprometimento deles esse estudo não seria possível.

Ao REUNI pelo apoio financeiro.

Se enxerguei mais longe, foi porque  
me apoiei nos ombros de gigantes.

Isaac Newton

## RESUMO

O envelhecimento acarreta a deterioração da estabilidade postural, aumentando a susceptibilidade às quedas em condições dinâmicas, principalmente durante a locomoção. O objetivo deste estudo foi analisar e comparar as estratégias de recuperação do equilíbrio em idosos, com e sem histórico de quedas, após um distúrbio controlado. Foram avaliados 31 idosos, os quais foram agrupados de acordo com o histórico de quedas referente aos 12 meses precedentes ao estudo. O grupo de caídores com uma ou mais quedas (GC;  $n=13$ ;  $69,1 \pm 6,57$  anos;  $72,5 \pm 11,7$  kg) e o grupo de não caídores - sem histórico de quedas (GN;  $n=18$ ;  $71,5 \pm 7,45$  anos;  $70,9 \pm 9,3$  kg) foram formados. Para a condição de distúrbio, os participantes foram orientados a permanecer em pé em cima de uma plataforma. A perturbação se deu através da movimentação inesperada da plataforma no sentido posterior ao participante, visando reproduzir a condição de um tropeço. As respostas neuromusculares foram obtidas através da eletromiografia de superfície nos músculos vasto lateral, tibial anterior, bíceps femoral e gastrocnêmio da perna dominante de cada participante. O tempo de latência, taxa de ativação, nível de atividade (iEMG) e sequenciamento de ativação foram avaliados. Os participantes realizaram ainda os testes funcionais de caminhada de seis minutos, sentar e levantar e *time up-and-go* (TUGT). O GC e GN não apresentaram diferenças para as variáveis eletromiográficas e para o desempenho nos testes funcionais. O sequenciamento observado em 95% dos participantes tem como primeiro músculo recrutado o gastrocnêmio, sem diferenças quanto às estratégias de recuperação. Apesar do GC e GN não diferirem, foram constadas disparidades quando comparados os participantes do GC em relação à frequência e causa das quedas reportadas. Os caídores que reportaram duas ou mais quedas apresentaram melhor desempenho no teste de caminhada de seis minutos e no TUGT em relação aos idosos que referiram apenas uma queda. Foram verificadas diferenças nas variáveis eletromiográficas onde caídores recorrentes exibiram maior taxa de ativação para tibial anterior e bíceps femoral, bem como maior nível de atividade do tibial anterior do que os participantes que reportaram uma queda. Ainda, os participantes do GC diferiram quando avaliados conforme a causa das quedas, com os menores tempos de latência verificados nos participantes que referiram queda por escorregamento nos seguintes músculos: vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio. Concluiu-se que nesse experimento não foram detectadas diferenças entre os idosos com e sem histórico de quedas, porém diferenças foram detectadas entre os idosos caídores quando agrupados conforme a causa e a frequência das quedas reportadas, tanto para os testes funcionais como para as variáveis eletromiográficas.

**Palavras-chave:** equilíbrio dinâmico, eletromiografia, tropeço, funcionalidade, terceira idade, envelhecimento.



## ABSTRACT

Aging affects postural stability, raising the chances of falling while in any dynamic condition, especially during walking. The aim of this study was to analyze and compare the recovery reactions of balance in the elderly with and without history of falls after applying a disturbance. Thirty one elderly volunteers were randomized into two different groups according to their history of falls in the 12 months preceding the study. The fallers group (GC) was composed by those who referred one or more falls ( $n=13$ ;  $69.1 \pm 6.57$  years;  $72.5 \pm 11.7$  kg) and the other group of non-fallers (GN) was formed by elderly without any falls in the determined period ( $n=18$ ;  $71.5 \pm 7.45$  years;  $70.9 \pm 9.3$  kg). The evaluation consisted on applying a disturb through a posterior sway using a movable platform, inducing a tripping condition. The neuromuscular responses were obtained using surface eletromiography applied on the selected muscles vastus lateralis, tibialis anterior, biceps femoris and gastrocnemius of the dominant limb. There were analyzed the following variables: latency time, activation rate, activity level (iEMG) and sequence of activation. The participants also performed on three functional tests: six-minute walk, sit to stand and time-up-and-go (TUGT). The GC and GN didn't show difference on the strategies used to regain balance. Although GC and GN show no distinction, differences have been shown between participants of the GC group when compared by the cause and frequency of falls. The fallers that reported two or more falls (recurrent) showed better results on the six-minute walk test and on the TUGT. The eletromyographic variables have also differed for recurrent fallers who had greater activation rates for the tibialis anterior and for the biceps femoris, as well as higher levels of activity on tibialis. The GC participants have also differed when compared by the cause of the falls, those who referred slipping as the cause responded with low time of latencies verified on the following muscles: vastus lateralis, biceps femoris and gastrocnemius. It was concluded that no differences were found between the groups with and without history of falls at the present time, although contrasting differences were found between the fallers when grouped by cause and frequency of reported falls, both for the functional tests as for the eletromyographic variables.

**Keywords:** Dinamic Balance. Eletromyography. Stumbling. Functionality. Aging.



## LISTA DE FIGURAS

Figura 1. Proporção de crianças, jovens-adultos e de idosos em relação ao total da população - Brasil – 1940/2050. FONTE: IBGE (2008).....	17
Figura 2. Representação do sistema de distúrbio.....	34
Figura 3. Sistema de eletromiografia Trigno™ EMG Systems – Delsys, onde os sinais são enviados por wireless a caixa de comando que por sua vez está conectada ao computador de operação. FONTE:www.delsys.com.....	35
Figura 4. Participante em posição para iniciar o teste de distúrbio com os eletrodos posicionados em seu membro inferior dominante. ....	36
Figura 5. Eixos representativos do eletrodo configurado na função de acelerometria; onde x era o eixo equivalente nesse estudo à direção de movimento da plataforma. O primeiro instante gráfico de descida da curva permite demarcar o início do movimento. ....	37
Figura 6. A- sinal eletromiográfico não processado do músculo vasto lateral de um sujeito aleatório, com atividade em Volts e tempo em quadros; B- sinal retificado, filtrado e normalizado à atividade máxima do músculo vasto lateral do mesmo sujeito. ....	39

## SUMÁRIO

<b>1 INTRODUÇÃO</b>	11
1.1 OBJETIVO GERAL	13
1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS	13
<b>2 REVISÃO DE LITERATURA</b>	15
2.1 ASPECTOS GERAIS DA POPULAÇÃO IDOSA	15
2.1.1 Aumento da População de Idosos no Brasil	15
2.1.2 Perfil, Hábitos e Comportamento do Idoso	17
2.2 ENVELHECIMENTO FISIOLÓGICO	18
2.2.1 Impacto do envelhecimento na musculatura esquelética	18
2.2.2 Impacto do Envelhecimento na Condução Nervosa	21
2.2.3 Impacto do envelhecimento na contração muscular	22
2.3 QUEDAS	23
2.3.1 Causas mais frequentes	24
2.3.2 Fatores diferenciadores	24
2.3.3 Meios de prevenção	25
2.4 AJUSTES POSTURAIS	26
2.4.1 Aspectos fisiológicos dos ajustes posturais	26
<b>3 MATERIAIS E MÉTODOS</b>	30
3.1 PARTICIPANTES	30
3.2 PROCEDIMENTOS	30
3.2.1 Testes funcionais	31
3.2.1.1 Teste de caminhada de seis minutos (TC6)	32
3.2.1.3 Teste de levantar e caminhar (Time Up and Go –TUGT)	33
3.2.2 Teste de distúrbio	33
3.2.3 Eletromiografia	35
3.2.3.1 Processamento do sinal eletromiográfico	37
3.2.3.2 Variáveis experimentais	40
3.3 ANÁLISE DOS DADOS	40
<b>4 RESULTADOS</b>	42
4.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA	42
4.2 HISTÓRICO, FREQUÊNCIA E CAUSA DE QUEDAS	43
4.3 TESTES FUNCIONAIS	43
4.4 DADOS ELETROMIOGRÁFICOS	44
4.4.1 Variáveis relacionadas ao início da ativação muscular (“onset”)	45

4.4.2 Taxa de ativação muscular .....	46
4.4.3 Pico da atividade muscular .....	46
4.4.4 Sequenciamento de ativação muscular .....	47
<b>5 DISCUSSÃO .....</b>	<b>48</b>
<b>6 CONCLUSÃO .....</b>	<b>55</b>
<b>REFERÊNCIAS .....</b>	<b>56</b>
<b>APÊNDICE .....</b>	<b>62</b>

## 1 INTRODUÇÃO

A população de idosos no Brasil tem tido um grande crescimento e uma projeção de manter esta expansão com ainda maior vigor nos próximos anos. O Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) estima que 8,6% da população brasileira (~15 milhões) é formada por idosos. De acordo com o IBGE (2008), o crescimento experimentado durante os últimos 10 anos foi de 17% e as projeções indicam que esta população pode atingir a aproximadamente 27% da população Nacional (55 milhões) em 2040.

O envelhecimento é um processo caracterizado por alterações morfológicas, fisiológicas, bioquímicas e psicológicas que conduzem a uma diminuição da capacidade de adaptação, as quais afetam a saúde e limitam a realização das atividades do cotidiano segundo pode-se observar em diversos estudos. Diminuições na força muscular (CLOSE et al., 2005; REEVES et al., 2004), redução da massa óssea (KLEIN et al., 2002), perda de flexibilidade (KERRIGAN et al., 2003) e diminuição da capacidade do sistema sensorial (TINETTI, 1988) têm sido descritas como fenômenos que acompanham o processo de envelhecimento. O controle postural é fator determinante para a manutenção da posição ereta e da locomoção. A deterioração da estabilidade postural acarreta maior risco de queda durante qualquer tipo de atividade (MELZER et al., 2004). Tais alterações podem modificar a capacidade funcional dos idosos e aumentar a susceptibilidade às quedas, principalmente durante a locomoção (MURRAY et al. 1980; NEVITT et al., 1989).

As quedas constituem um dos problemas mais comuns e sérios entre idosos (TINETTI et al., 1988; BERG et al., 1997), podendo levar ao óbito (BAKER, 1985). A maior frequência e severidade das quedas ocorrem após os 60 anos de idade (AMERICAN GERIATRIC SOCIETY, 2001). A cada ano, aproximadamente 20 a 30% da população idosa (GEHLEN E WHALEY, 1990; TINETTI, 1988; SIQUEIRA *et al.*, 2011) sofre algum tipo de queda, podendo subir para 40% em indivíduos com mais de 80 anos (PRUDHAM E EVANS, 1981). Nas quedas, os indivíduos apresentam diversos tipos de lesão, que podem variar de feridas superficiais e contusões até acometimentos mais severos, tais como fraturas no quadril (PRINCE et al., 1997). Fraturas em quadril requerem internamento hospitalar (HONEYCUTT & RAMSEY, 2002; SCARBOROUGH et al., 1999), limitam a mobilidade e diminuem a habilidade funcional do indivíduo, mesmo após a recuperação. Mais gravemente,

aproximadamente 25% dos idosos acometidos de fratura de quadril morrem dentro de seis meses que sucedem a queda e os sobreviventes têm uma redução na expectativa de vida de 10 a 15% (WEIGELT, 1997). Em adição aos agravos à saúde e qualidade de vida, existe um expressivo empenho financeiro (familiar e/ou governamental) envolvido no tratamento e recuperação das fraturas de quadril. Estima-se que o governo Norte Americano gaste cerca de 10 bilhões de dólares anualmente para o tratamento de fraturas de quadril associadas às quedas de idosos. Deste modo, o estudo de estratégias preventivas para a redução do risco de quedas é fundamental (WINTER, 1995).

A maior parte das quedas na população idosa ocorre durante a locomoção, geralmente em função de distúrbios (escorregões e tropeços) (MAKI E MCILROY, 1997). De fato, 60% das quedas ocorrem em função de tropeços (BERG et al., 1997; ROUDSARI et al., 2005). Logo, a habilidade de restabelecer o equilíbrio após um distúrbio pode ser uma das principais variáveis correlacionadas à incidência de quedas nessa população. A habilidade de recuperar o equilíbrio tem sido descrita como equilíbrio dinâmico (HORAK, 2006) e difere substancialmente da capacidade de mantê-lo em posição estática (equilíbrio estático).

Durante a recuperação do equilíbrio, o rápido reposicionamento do segmento no solo é um fator determinante (VAN DEN BOGERT et al., 2002). O estudo de Melzer et al. (2007) indicou que o tempo de reposicionamento do segmento perturbado em idosos com histórico de quedas é maior do que naqueles sem histórico de quedas. O risco de quedas foi 5 vezes maior em sujeitos com tempos de recuperação acima de 1,1s. Tais achados sugerem respostas e execuções mais lentas e de menor amplitude e podem constituir um fator relevante para o elevado de quedas observado em idosos. Logo, alterações nas respostas neuromusculares após um distúrbio indicam déficit no equilíbrio e sua identificação pode auxiliar em intervenções precoces (FREITAS et al., 2010).

Poucos estudos avaliam o equilíbrio em condições dinâmicas, nos quais os distúrbios estão presentes. Em estudos mais recentes que envolveram condições dinâmicas, apenas comparações entre jovens e idosos ou adultos e idosos têm sido realizadas (PIJNAPPELS et al., 2005; FREITAS et al., 2010). Não são conhecidos estudos que tenham utilizado o monitoramento eletromiográfico para determinar se há diferenças entre idosos com e sem histórico de quedas. A resposta eletromiográfica

pode prover importantes dados sobre as estratégias empregadas para organizar as respostas dos segmentos corporais ao distúrbio.

A recuperação do equilíbrio depende de dois fatores neuromusculares que envolvem (a) o tempo de ativação muscular e (b) pico de ativação dos músculos envolvidos (FREITAS et al., 2010). Observa-se que idosos possuem um atraso na ativação muscular, a qual ocorre com menor intensidade e é sustentada por um período mais longo na tentativa de recuperar o equilíbrio (LIN E WOOLLACOTT, 2002). Apesar desses importantes achados, não se sabe se as diferenças no tempo de ativação muscular e nos picos de ativação em resposta a um distúrbio entre idosos com quedas quando comparados aqueles sem histórico de quedas.

Dessa maneira, faz-se necessária a análise da resposta neuromuscular gerada pelos indivíduos com e sem história de quedas, a fim de verificar a capacidade de restabelecer o equilíbrio após a aplicação de um distúrbio controlado. Os achados podem permitir que idosos mais propensos às quedas sejam identificados e que estratégias preventivas possam ser implementadas.

## 1.1 OBJETIVO GERAL

O presente estudo visou analisar as estratégias de recuperação do equilíbrio em idosos após um distúrbio controlado, considerando as diferenças entre grupos com (caidores) e sem (não caidores) histórico de quedas.

Além disso, a amostra foi analisada em função dos parâmetros referentes às quedas referidas (causa e frequência) e a idade mediana do grupo, selecionados para explorar fatores adicionais que pudessem identificar associação com as características da amostra.

## 1.2 OBJETIVOS ESPECÍFICOS

Para atingir o objetivo geral do estudo, um número de objetivos específicos foi determinado.

- Determinar e comparar as diferenças nos tempos de reação para recuperar o equilíbrio após um distúrbio (equilíbrio dinâmico) entre os grupos de idosos caídores e não caídores.

- Determinar e comparar a intensidade, a taxa e sequência de ativação muscular durante a recuperação do equilíbrio após um distúrbio (equilíbrio dinâmico) entre os grupos de idosos caídores e não caídores.

- Determinar e comparar as estratégias de recuperação do equilíbrio adotadas pelos grupos de idosos caídores e não caídores após o distúrbio.

As seguintes hipóteses foram testadas:

- (H<sub>1</sub>) idosos com históricos de queda possuem maiores tempos de latência para iniciar a resposta muscular do que idosos sem históricos de queda.

- (H<sub>2</sub>) idosos não caídores possuem maiores picos de atividade do que os caídores.

- (H<sub>3</sub>) idosos caídores possuem menor intensidade de ativação.



## 2 REVISÃO DE LITERATURA

Neste capítulo são abordados os principais conceitos teóricos que fundamentam este estudo. Inicialmente, o perfil demográfico/epidemiológico da população idosa será descrito. Em seguida, os processos fisiológicos envolvidos no envelhecimento e suas principais influências no sistema musculoesquelético e nervoso serão abordados. Finalmente, serão revistos os principais mecanismos de quedas e sua importância para a população idosa, culminando nos aspectos posturais mais relevantes para o estudo em questão.

### 2.1 ASPECTOS GERAIS DA POPULAÇÃO IDOSA

Conforme publicação do Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística (IBGE) de 2009, a expectativa de vida média dos brasileiros sofreu alterações bruscas quando analisada desde o século passado. No período de 1930 a 1940 a expectativa de vida média dos brasileiros era de 41,5 anos, já em 1980 a mesma taxa já havia subido para 62,5 anos. Em 2008 a expectativa era de 72,78 anos. Estima-se que em 2045-2050 a expectativa média seja de 80,97 anos.

O mesmo instituto atribui parte desse aumento ao desenvolvimento da indústria farmacêutica, do avanço científico e das políticas de saúde, que criaram melhores condições de prevenção e tratamento dos problemas de saúde da população brasileira, permitindo que alcance maior longevidade.

#### 2.1.1 Aumento da População de Idosos no Brasil

Estudos realizados pelo IBGE revelam que, na última década, o Brasil apresentou alteração em seu perfil demográfico caracterizado pela diminuição do crescimento populacional e alterações na estrutura etária, com aumento significativo da população idosa, ou seja, brasileiros com 60 anos ou mais.

Conforme pesquisas realizadas em 2008, 8,6% da população Brasileira (~15 milhões de pessoas) é formada por idosos. A taxa de crescimento deste segmento

durante os últimos 10 anos foi de 17% e as projeções indicam que essa população pode atingir a aproximadamente 27% da população Nacional (55 milhões) em 2040.

Em 2009 o detalhamento da pesquisa possibilitou mais previsões, indicando que no período entre 2000 e 2020, o número em termos absolutos duplicará ao passar de 13,9 para 28,3 milhões de idosos. Em 2050, a projeção é que se atinja a marca de 64 milhões.

Comparativamente com o número de crianças e adolescentes (menores de 15 anos de idade), prevê-se que em 2030 o número de idosos será superior em cerca de 4 milhões ao deste grupamento, diferença que em 2050 aumentará para 35,8 milhões. Na revisão realizada em 2008, idosos representaram 29,8% no total da população contra 13,1% de crianças e adolescentes (figura 1).

A proporção de idosos está aumentando em maior ritmo do que de crianças. A queda da taxa de fecundidade ainda é responsável pela redução do número de crianças, mas a longevidade vem assegurando o crescimento progressivo de idosos na população.

Após a divulgação parcial do Censo 2010 pelo IBGE, é possível observar o contínuo aumento na média etária, culminando com uma nova estruturação populacional, consolidando uma configuração demográfica com aumento significativo no número de idosos. As análises relacionadas ao processo de envelhecimento da população indicam a necessidade de novas prioridades na área de políticas públicas em relação ao atendimento geriátrico.

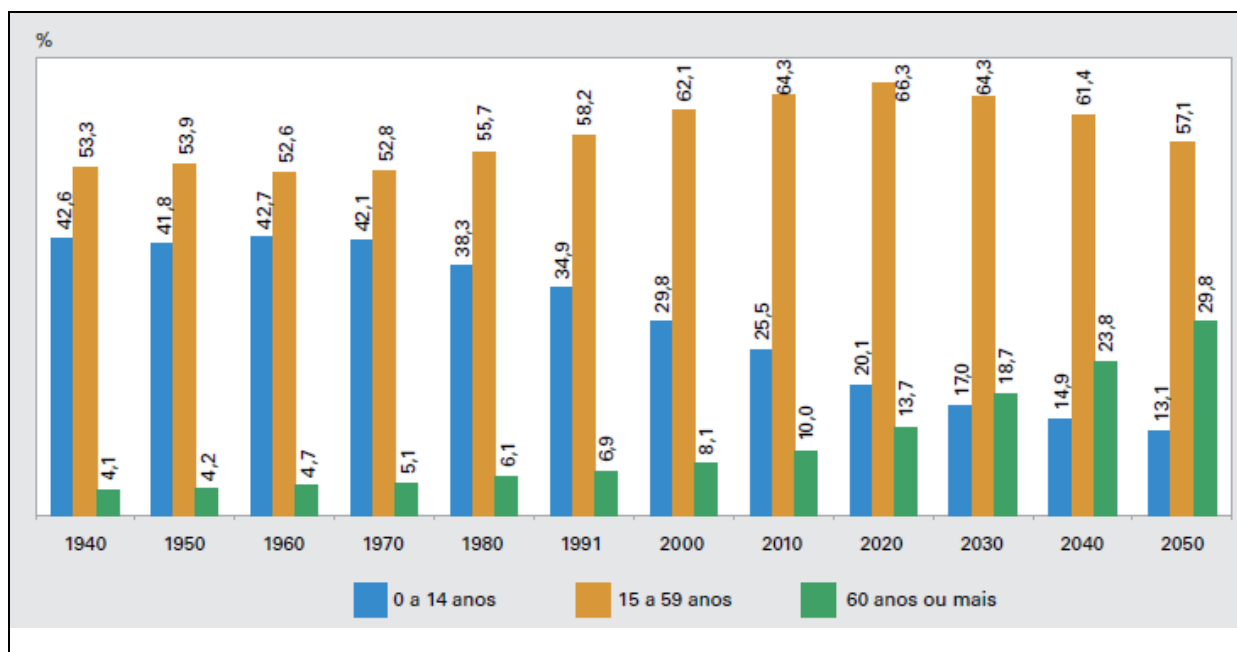


Figura 1. Proporção de crianças, jovens-adultos e de idosos em relação ao total da população - Brasil – 1940/2050. FONTE: IBGE (2008)

### 2.1.2 Perfil, Hábitos e Comportamento do Idoso

Na medida em que ocorre o envelhecimento, aspectos como problemas de saúde e diminuição de renda tendem a aumentar a dependência do idoso perante a sua família e a sociedade, diminuindo a capacidade de retribuir o suporte oferecido por outras pessoas (RAMOS, 2002).

Há uma grande variabilidade no processo de envelhecimento, podendo ser afetado por doenças prévias, hábitos de vida, fatores psicossociais e sócio-demográficos, predisposição genética ou a combinação das condições listadas (RANTANEN, 2003).

Dados do IBGE (2002) sobre o perfil dos idosos demonstram que, dos 8,9 milhões analisados, 62,4% são responsáveis pelos seus domicílios. A maioria dos idosos são mulheres na proporção de 100 mulheres para cada 81,6 homens desse grupo. Chama-se atenção ao fato que dos idosos que moravam sozinhos, 67% eram mulheres. Devido à proximidade dos filhos e acesso mais fácil aos serviços, observou-se que as regiões urbanas favorecem os idosos, principalmente os viúvos. Logo, a proporção de idosos residentes nas áreas rurais diminuiu.

As limitações físicas da idade e a manutenção das relações sociais são diretamente proporcionais, sendo que quanto mais limitado fisicamente, menos socialmente ativo será o indivíduo. Consecutivamente as duas condições afetam o estado de saúde. Esse processo é mais significativo em sociedades que supervalorizam a produtividade, como as sociedades ocidentais (RAMOS, 2002).

O comprometimento da capacidade física observada em alguns indivíduos idosos serve como importante indicador para o desenvolvimento de déficits funcionais, necessidade de internamento em casa de repouso, depressão, hospitalização e até mesmo altos níveis de mortalidade (NARICI AND MANGANARIS, 2007).

Com o aumento da longevidade, há desgaste e degeneração de diversos sistemas, podendo acarretar na piora da qualidade de vida após se atingir determinada faixa etária (CLARK *et al*, 2011).

## 2.2 ENVELHECIMENTO FISIOLÓGICO

Consolidando todos os estudos demográficos até aqui relatados, pode-se concluir que a nova configuração populacional culminou em mudanças no perfil epidemiológico dos habitantes, com alterações nos indicadores de mortalidade.

Desta forma, o Brasil deixou de ter um perfil de mortalidade típico de uma população jovem para um novo formato caracterizado por doenças complexas, decorrentes do envelhecimento etário.

Assim se faz necessário abordar o impacto do envelhecimento nas estruturas avaliadas nesse estudo, envolvidas diretamente no controle e manutenção do equilíbrio.

### 2.2.1 Impacto do envelhecimento na musculatura esquelética

Altamente especializadas, as células musculares realizam a conversão de energia química, mais especificamente do trifosfato de adenosina (ATP) em força mecânica ou trabalho (KOEPPEN E STANTON, 2009).

Cada fibra muscular apresenta estriações transversais com intervalos de 2 a 3  $\mu\text{m}$ , denominadas miofibrilas que por sua vez contém filamentos em disposição organizada da actina e miosina – responsáveis pela contração muscular (GUYTON, 1988; KOEPPEN E STANTON, 2009). As fibras são caracterizadas por suas cadeias específicas de miosina, sendo classificadas por sua velocidade de contração: lenta e rápida (ANDERSEN *et al.*, 1998).

Andersen (2002) coloca que na população de idosos avaliados em seus estudos, a função histoquímica ATPase das células musculares era praticamente a mesma vista nos jovens avaliados, porém a análise da fibra muscular demonstrou diferença na composição da fibras ao longo de sua porção, caracterizando a presença de áreas onde a expressão de cadeia de miosina é diferente do restante de seu comprimento.

O músculo esquelético atua sobre uma articulação, proporcionando ação de alavanca. É de controle voluntário e de fundamental importância em atividades como a manutenção postural e locomoção (LIU E LOCKHART, 2009).

O aumento da idade promove alterações bioquímicas e metabólicas na musculatura esquelética (ANDERSEN *et al.*, 1998; VOLPI *et al.*, 2004). Durante o envelhecimento todas as funções fisiológicas são diminuídas (LAMBERTS *et al.*, 1997).

O envelhecimento fisiológico da musculatura esquelética pode ser percebido pela diminuição de força e potência muscular, causado principalmente pela atrofia, pela diminuição das fibras de rápida-contração, diminuição da tensão das fibras musculares e degeneração neural (ANDERSEN, 2003; BARRY E CARSON, 2004; MACALUSO E VITO, 2004).

A proporção entre fibras tipo II, de contração rápida, e tipo I, de contração lenta, é preservada com o envelhecimento; porém a diminuição de cada tipo ocorre em épocas diferentes em relação à idade dos indivíduos (NARICI E MAFFULLI, 2010).

A atrofia muscular não é homogênea. Andersen (2003) observou que algumas áreas do músculo de sujeitos idosos possuem fibras de tamanho considerado normal, porém ao redor dessas fibras se perceberam outras consideradas pequenas ou extremamente pequenas. Há perda numérica de fibras tanto do tipo I como do tipo II, acompanhada de diminuição significativa no tamanho das fibras tipo II A.

Alterações na arquitetura muscular são relatadas, tais como perda de elasticidade dos tendões, diminuição do comprimento do fascículo e do ângulo de penetração. Pode ser observada a perda de massa e força muscular (CLARK E MANINI, 2008).

O processo de perda de massa muscular com o passar da idade ocorre de forma gradual, a partir dos 30 anos de idade. Essa taxa é ainda maior a partir dos 60 anos e inversamente proporcional, há aumento na massa de gordura, alterando a composição corporal. Essa nova conformação se relaciona à maior incidência de casos de obesidade, resistência à insulina nos idosos e doenças cardíacas (DUTTA E HADLEY, 1997; VOLPI *et al.*, 2004).

A sarcopenia é descrita como a perda involuntária de massa, força e função muscular (MACALUSO E VITTO, 2004; NARICI E MAFFULLI, 2010). Em seu processo observa-se atrofia seletiva das fibras de rápida contração, perda de unidades motoras e diminuição das células satélites, reduzindo a capacidade de regeneração do músculo (DOHERTY, 2003; NARICI E MAFFULLI, 2010). Pode ser definida como uma condição multifatorial que limita a funcionalidade muscular (DOHERTY, 2003; VOLPI *et al.*, 2004). Dentre as principais condições funcionais comprometidas destacam-se a marcha e as condições dependentes de equilíbrio, aumentando o risco de quedas (DUTTA E HADLEY, 1997).

A etiologia da sarcopenia não é totalmente esclarecida, mas diversos mecanismos são cogitados. No nível celular, as alterações referentes ao envelhecimento incluem a redução no número de células musculares, alteração no tempo de contração muscular e tempo de geração de força, diminuição do volume do retículo sarcoplasmático e na sua capacidade de bombear cálcio (VANDERVOORT, 2002). Há aumento significativo no acúmulo de células de gordura ao redor das células musculares (VOLPI *et al.*, 2004). Também são fatores contribuintes para o desenvolvimento da sarcopenia alterações hormonais, neuropáticas, imunológicas, nutricionais e nível de atividade física (NARICI E MAFFULLI, 2010).

Clark e Manini (2008) sugerem adoção de um novo termo para diferenciar de fato as alterações sofridas na musculatura. Onde é proposto que o termo sarcopenia deve ser utilizado em seu contexto original de perda de massa muscular relacionada ao envelhecimento. E a inserção do termo dinapenia (dina= força; penia=perda) seja adotada para descrever a perda de força muscular relacionada ao envelhecimento.

Tendo em vista que a dinapenia está diretamente relacionada ao resultado dos danos neuromusculares e à redução da capacidade funcional devido ao envelhecimento no idoso.

### 2.2.2 Impacto do Envelhecimento na Condução Nervosa

Descrito por Koeppen e Stanton (2009) como a função principal do sistema nervoso, o controle motor, do ponto de vista evolutivo, provavelmente é a maior razão para a evolução desse sistema. Grande parte do sistema nervoso participa do controle motor, sendo que lesões ou afecções do sistema podem levar a anormalidades motoras.

As fibras musculares esqueléticas são innervadas por grandes neurônios denominados neurônios motores  $\alpha$ , presentes no corno ventral da medula e nos núcleos dos nervos cranianos. Estes neurônios medem cerca de 70 $\mu$ m de diâmetro e seus axônios brotam da medula pelas raízes ventrais e do tronco cerebral por diversos nervos cranianos. Os axônios motores se distribuem para os músculos esqueléticos terminando em sinapses chamadas junções neuromusculares ou placas motoras nas fibras (KOEPPEN E STANTON, 2009).

O potencial de ação é considerado sinal pré-contração, sua propagação estimula a sinapse química junto à placa motora gerando outro potencial de ação na fibra muscular culminando na contração muscular (GUYTON, 1988).

Cada grupamento muscular é innervado por um grupo de neurônios motores  $\alpha$ , situados em um núcleo motor. Em condições normais, quando o neurônio motor  $\alpha$  transmite um impulso, todas as fibras musculares da unidade motora se contraem (KOEPPEN E STANTON, 2009).

A unidade motora pode ser considerada a unidade básica do movimento, é composta por um neurônio motor  $\alpha$  e todas as fibras musculares esqueléticas innervadas por seu axônio. (GUYTON, 1988; KOEPPEN E STANTON, 2009).

A qualidade dos movimentos é definida conforme a integração e organização das informações oriundas do SNC e dos receptores somatossensoriais. A qualidade dos movimentos bem como da produção de força é determinada pelo recrutamento adequado das unidades motoras, sua taxa de ativação e a sequência em que são ativadas (BARRY E CARSON, 2004).



Com o envelhecimento, a velocidade de condução axonal é mais lenta, refletindo uma variedade de alterações nas fibras nervosas tais como a denervação das maiores fibras, a desmielinização e o comprimento intermodal reduzido (VANDERVOORT, 2002). Ainda pode ser observada a diminuição da taxa de disparo do nervo para o músculo e do número de motoneurônios, apresentando ainda a redução do poder de regeneração do tecido nervoso (VOLPI *et al.*, 2004).

Das alterações neuromusculares associadas à idade, as principais são: diminuição da excitabilidade cortical, diminuição da excitabilidade da medula espinhal, diminuição da taxa máxima de descarga das unidades motoras e alterações na arquitetura muscular com aumento do conteúdo lipídico miocelular (CLARK E MANINI, 2008).

O uso da eletromiografia está às respostas neuromusculares que geram respostas motoras através da condução do sinal para as fibras musculares (HUG, 2010).

Pode-se concluir que o envelhecimento está diretamente ligado à redução progressiva da função neuromuscular, o que acarreta a gradual perda de funcionalidade e independência dos sujeitos idosos (DOHERTY, 2003).

### 2.2.3 Impacto do envelhecimento na contração muscular

O início da contração muscular se dá com os disparos dos potenciais de ação nas fibras musculares. Esses potenciais provocam a liberação de íons cálcio do retículo sarcoplasmático, dando início então aos eventos químicos do processo contrátil. Os músculos possuem tempo de contração variável (GUYTON, 1988).

A contração pode ocorrer de duas formas: isotônica ou isométrica. Na posição em pé, há tensão dos músculos da perna para manter a posição fixa das articulações, exemplo de contração isométrica. Já quando se trata da marcha, com contração dos músculos promovendo movimento articular, há contração isotônica (GUYTON, 1988).

A morte de neurônios motores  $\alpha$  na medula espinhal leva à diminuição da massa da fibra muscular. Algumas fibras ainda são reinervadas por brotamentos colaterais de neurônios motores sobreviventes e assim se incorporam em outras unidades motoras (DOHERTY *et al.*, 1993).

As fibras deneveradas que não são reinervadas pelo mecanismo descrito, sofrem apoptose (GUYTON, 1988). Com o passar do tempo, essas alterações acarretam na diminuição da fibra muscular e na redução de unidades motoras comparativamente a estrutura muscular de jovens adultos, porém as unidades musculares individuais são maiores e de contração lenta (CAMPBELL *et al.*, 1973; BARRY E CARSON, 2004).

A perda de unidades motoras, mesmo em indivíduos saudáveis e ativos, é fator primário na associação entre a idade e a diminuição da força contrátil (DOHERTY *et al.*, 1993).

Há evidências que o decorrer da idade diminui o número de unidades motoras assim como altera suas propriedades funcionais. Como exemplo, a denervação é mais comumente observada em fibras do tipo II- rápidas, e sua reinervação colateral é realizada por nervos de fibras do tipo I -lentas (CLARK E MANINI, 2008).

A velocidade de contração das fibras musculares é comprometida entre 18%-25% no indivíduo idoso, devido à diminuição da velocidade de deslizamento dos filamentos de actina e miosina. O comprometimento da excitação-contração acompanhada das demais alterações metabólicas provenientes envelhecimento contribuem para a lentificação da contração da fibra muscular (BARRY E CARSON, 2004).

## 2.3 QUEDAS

A queda é considerada um dos maiores perigos de saúde para a população da terceira idade, sendo hoje objeto de estudo de diversos pesquisadores na busca da melhora dos serviços de prevenção e cuidados (SIQUEIRA *et al.*, 2011).

O evento pode ter consequências tanto físicas como psicológicas, sendo fonte de grande preocupação (FREITAS *et al.*, 2010).

### 2.3.1 Causas mais frequentes

As quedas podem ocorrer por diferentes fatores, sendo por motivo intrínseco onde determinado evento ou condição pode afetar o controle postural ou extrínseco, onde um fator relacionado ao ambiente é a causa da queda (MASUD E MORRIS, 2001).

Para manter o equilíbrio enquanto em pé, é necessário manter o centro de massa dentro dos limites da base de apoio.

Tropeços e deslizos são os principais distúrbios em relação às quedas na população idosa. O tropeço é o mais frequente e pode ocorrer quando há qualquer tipo de obstáculo ou desnível durante o posicionamento do pé na fase de balanço durante a marcha (BERG *et al*, 1997). Exemplos comuns variam de oscilações nas calçadas até a diferença na altura entre degraus.

Para que ocorra o tropeço, faz-se necessária a presença de alguns fatores tais como desníveis, obstáculos, alterações no padrão de marcha do indivíduo e na habilidade do sujeito de identificar e evitar o obstáculo (PIJNAPPELS *et al.*, 2007).

Alterações na marcha relacionadas à idade também acabam sendo favoráveis para a ocorrência de tropeços, como a diminuição na velocidade e no comprimento do passo, porém aumento do tempo de duplo apoio (DIËEN *et al.*, 2005).

As quedas são difíceis de serem evitadas após um tropeço devido a formação de um momento angular anterior, que ganha velocidade através da ação da gravidade e precisa ser freado através da ativação dos músculos apropriados para evitar a queda (PIJNAPPELS *et al*, 2008). A manutenção do equilíbrio depende da relação entre o centro de massa de corpo e sua base de suporte.

### 2.3.2 Fatores diferenciadores

Os aspectos relacionados com o déficit do sistema neuromuscular culminam na diminuição da capacidade de gerar força máxima, na restrição de gerar força rapidamente e de produzir força de forma constante (BARRY E CARSON, 2004).

A capacidade reduzida de preservar o equilíbrio corporal após uma perturbação imprevisível, tal como o tropeço ou o escorregão, pode ser um

importante fator para o aumento de quedas entre idosos (FREITAS *et al*, 2010). Pois para evitar a queda é necessária geração de força e contração rápida para o reposicionamento do membro, implicando na primeira dificuldade para a população idosa (PIJNAPPELS *et al*, 2007a).

A força muscular dos membros inferiores é fundamental para gerar o momento articular no instante do distúrbio, assume-se que a força e a taxa de desenvolvimento de torque são vitais para o sucesso da recuperação. Desta forma, idosos com fraqueza muscular de membros inferiores são mais propensos à queda (PIJNAPPELS *et al*, 2007b).

### 2.3.3 Meios de prevenção

A prevenção de quedas constitui um importante problema de saúde dos idosos. A habilidade de identificar sujeitos susceptíveis a quedas e prever futuros incidentes é altamente necessária com base na possibilidade de listar esses idosos para intervenções e ações preventivas (BERG *et al.*, 1997; MELZER *et al.*, 2004).

Como escorregões e tropeços são as maiores causas de queda na população idosa, deve-se ter atenção especial com o piso e obstáculos que podem vir a se formar, como piso molhado que pode favorecer deslizos ou desníveis como buracos (BERG *et al.*, 1997). Já que ambientes inadequados são apontados como a principal causa de quedas (MASUD E MORRIS, 2001).

Dos sistemas acometidos, o visual é o mais afetado com a idade devido à diminuição do campo visual decorrente do envelhecimento. A adaptação ocorre gradualmente, porém deve ser orientado ao idoso sobre a limitação para que melhor compreensão dos riscos (BERG *et al.*, 1997).

Sujeitos idosos deveriam participar de programas de atividades que objetivassem melhorar a capacidade proprioceptiva bem como exercícios de força e flexibilidade para os membros inferiores, especialmente para melhora da flexão de quadril e joelho e dorsiflexão de tornozelo. Tais exercícios auxiliam numa recuperação mais rápida e, conseqüentemente, mais eficiente (BERG *et al.*, 1997; PIJNAPPELS *et al.*, 2004)

Porém Berg *et al.* (1997) sugere que o foco de prevenção não deve ser apenas sobre os idosos com histórico de quedas recorrentes, os programas de

prevenção deveriam abordar a população idosa como um todo e trabalhar com informações que contribuam para o entendimento dos sujeitos sobre os fatores que predispõe às quedas. Também coloca que em seu estudo, os idosos referiram que suas quedas poderiam ter sido evitadas, então sugere a aplicação de um questionário após a queda para acompanhar o perfil das quedas e saber cada vez mais sobre a epidemiologia da mesma.

Estudos que buscam compreender os mecanismos de recuperação após o distúrbio que gera o desequilíbrio podem auxiliar na identificação de reações de recuperação inadequadas e conseqüentemente, no melhor entendimento dos fatores que culminam na queda. Principalmente em idosos que apresentam maior propensão a cair (PIJNAPPELS *et al.*, 2007b).

## 2.4 AJUSTES POSTURAIS

Manter o equilíbrio durante a realização das atividades do cotidiano é fator necessário para o ser humano (HOF *et al.*, 2010). O controle postural e manutenção do equilíbrio são tão complexos quanto o controle de movimentos, pois também é dependente da atuação conjunta de diversos sistemas (FREITAS E BARELA, 2006).

### 2.4.1 Aspectos fisiológicos dos ajustes posturais

A manutenção da postura ocorre através da interação dos sistemas visual, vestibular, somatossensorial e motor em conjunto com o sistema nervoso central (SNC) (HORAK, 1997).

Já é estabelecido que as alterações estruturais e funcionais nos sistemas sensoriais e motores decorrentes da idade acabam por diminuir a capacidade de gerar os ajustes posturais adequados quando há perturbações imprevisíveis enquanto o indivíduo está em pé, aumentando a instabilidade postural (HORAK *et al.*, 1989; FREITAS *et al.*, 2010). Esse evento é associado a deterioração dos sistemas periféricos e centrais vestibulares, podendo ser um dos motivos da alta incidência de quedas na população idosa (MATHESON *et al.*, 1999).

Como consequência do envelhecimento fisiológico, a habilidade de evitar ou ultrapassar obstáculos durante a marcha é prejudicada devido ao aumento do tempo de reação ao estímulo, que ocorre com o avançar da idade (WEERDESTEYN *et al.*, 2005).

Para se evitar a queda, o idoso precisa evitar o deslocamento horizontal excessivo de seu centro de massa, mantendo esse parâmetro dentro dos limites da base de apoio. Para atingir esse objetivo, é necessário que se identifique a direção e magnitude da perturbação, para então gerar ações motoras apropriadas com velocidade suficientemente rápida e forte para neutralizar o distúrbio (FREITAS *et al.*, 2010).

A base de suporte é a única forma de interação entre o corpo e o meio externo para reestabelecer o equilíbrio (FREITAS E BARELA, 2006). Para tanto, há diferentes estratégias de recuperação conforme os diferentes tipos de distúrbio. Após o momento da perturbação, a inabilidade de gerar o torque necessário contribui para quedas geradas por escorregões. Essa limitação combinada com a diminuição da força muscular disponível acarreta a ativação de grupos musculares adjacentes para assistir na recuperação do equilíbrio (LIU E LOCKHART, 2009). (BERG, al. 1997)

Compondo as estratégias para uma recuperação reativa bem sucedida a partir de um escorregão, cada articulação assume determinado papel. As articulações do joelho e tornozelo são fundamentais para correção no plano sagital, enquanto o quadril é responsável pela estabilização do tronco no plano frontal (LIU E LOCKHART, 2009).

Os mesmos autores relataram em seu estudo as articulações e grupos musculares de maior ação em cada fase após procedimento experimental e reportam os seguintes resultados. A principal ação na articulação do tornozelo é imposta pelos músculos de dorsiflexão, enquanto no joelho é predominante a ação dos músculos extensores. Na articulação do quadril foi percebida ação primária dos músculos flexores. Essa sequência de movimento permite colocar que a reação estabilizadora promoveu a extensão dos membros inferiores com flexão do tronco, promovendo a anteriorização do centro de massa, contrapondo a direção imposta pelo escorregão.

Quando o distúrbio ocorrente é o tropeço, duas estratégias principais tem sido descritas por Eng et al. (1994), Grabiner et al. (1996) e Schilling et al. (2000). A

primeira é denominada estratégia de elevação. Ocorre quando a perturbação na marcha é causada por bloqueio dos membros inferiores no início da sua fase de balanço, sendo que a perna obstruída é elevada para ultrapassar o obstáculo. Esta é marcada por seu componente flexor visto através de uma maior flexão do joelho assessorada pela ação do bíceps femoral e por uma maior dorsi flexão do tornozelo pela ação do tibial anterior, ambos do membro de balanço. A combinação da ação muscular tem como objetivo elevar o membro rapidamente antes de tentar a ultrapassagem do obstáculo. Essa estratégia possui também um componente extensor, representado pela ação do reto femoral, que leva a extensão do joelho para o reposicionamento do segmento da perna no solo.

A segunda estratégia é a de redução, quando a perturbação ocorre no momento tardio da fase de balanço, gerando uma resposta contrária à descrita anteriormente, na qual o membro bloqueado é baixado após esbarrar no obstáculo, porém também reposicionado à frente deste enquanto a outra perna que está realizando o apoio já está posicionada. É marcado por uma ação inibitória do músculo vasto lateral ou por uma ação excitatória do bíceps femoral, ambas resultam no rápido abaixamento do membro para apoio e diminuição do comprimento do passo. Eng et al. (1994), propõem que essa estratégia pode ser realizada com diferentes padrões de ativação muscular. Não há descrição sobre diferença no tempo de latência para a realização de ambas estratégias.

Schiling et al. (2000), sugerem que durante o momento do tropeço, o Sistema Nervoso Central gera uma resposta relativamente inespecífica, seguida de uma resposta comportamental apropriada para evitar o obstáculo.

Ao ocorrer o tropeço, o pé que se posiciona a frente, é denominado pé de recuperação, ou seja, na estratégia de elevação consideramos o pé que se encontra obstruído e na estratégia de redução consideramos o pé que está livre. A primeira fase que marca o momento do impacto com o obstáculo até o posicionamento do pé de recuperação é chamada de fase de posicionamento (GRABINER *et al.*, 1996).

Após o posicionamento do pé de recuperação dá-se início a segunda fase, determinada fase de recuperação, a marca dessa fase é o posicionamento do pé de recuperação (GRABINER *et al.*, 1996).

Quando posicionado corretamente, nesse caso, anterior ao centro de massa do corpo, o membro de recuperação gera um momento que neutraliza a rotação iniciada (GRABINER *et al.*, 1993; GRABINER *et al.*, 1996; PIJNAPPELS *et al.*, 2004)



Foi demonstrado que na fase de posicionamento, o membro de suporte também exerce um papel importante na recuperação do equilíbrio, sendo responsável pelo torque apropriado. Quando a ativação muscular ocorre nos limites temporais adequados, permite o posicionamento adequado do membro de recuperação, atenuando a rotação gerada pelo tropeço como citado anteriormente. Em seu estudo, Pijnappels et al. (2008) observou que a resposta muscular considerada adequada em indivíduos adultos foi atingida entre 60-80 ms nos músculos tríceps sural e ísquios-tibiais do membro de suporte.

Chen et al. (1997) apontam que os sujeitos ajustam as características de seu passo conforme a altura, posicionamento e tempo disponível para o passo que está sendo realizado. Os autores descrevem outras duas reações observadas em seu estudo de forma a evitar pisar no obstáculo, denominadas passo curto e passo longo. Na reação de passo curto o sujeito opta por diminuir o passo normal e então dá um passo extralongo para cruzar o obstáculo. Na reação de passo longo o sujeito realiza apenas o passo extralongo para atravessar por cima do obstáculo.

Os autores ressaltam que a escolha do passo curto, apesar de ser a mais utilizada quando há pouco tempo para reação, se torna uma reação de alto risco de queda quando associada ao andar rápido.

Pavol et al (2001) ressaltam que independente da estratégia empregada, o sucesso da recuperação após um tropeço é associado a habilidade de rapidamente gerar a resposta motora apropriada, controlar a rotação anterior do tronco e executar o passo de recuperação com comprimento suficiente para estabelecer uma nova e funcional base de apoio.

### 3 MATERIAIS E MÉTODOS

Nesse capítulo são apresentados os principais métodos e materiais para o experimento, sendo abordados o desenho do estudo, participantes, procedimento adotado e os métodos aplicados para a análise dos dados.

#### 3.1 PARTICIPANTES

Voluntariaram a participar do estudo 33 idosos (29 mulheres e 4 homens), os quais participavam de programas de atividade física para a terceira idade ofertados pela Universidade Federal do Paraná (CED - Centro de Educação Física e Desportos). Foram incluídos no estudo indivíduos de ambos os gêneros, com idade igual ou superior a 60 anos, sem histórico de fraturas, cirurgias articulares, uso de prótese em membros inferiores ou outros problemas clínicos conhecidos (distúrbios neurológicos e osteomusculares) que interferissem na execução de suas atividades diárias ou na marcha durante os seis meses que precederam a avaliação. Além disso, aqueles que não concluíram os testes funcionais foram excluídos da amostra.

Dois participantes foram excluídos do estudo. Um devido sua incapacidade em completar dois dos três testes funcionais e outro pela grande quantidade de ruído nos sinais eletromiográficos, impedindo qualquer tipo de análise sem perda de informação. Assim, a amostra foi constituída por 31 participantes que foram informados sobre os procedimentos, testes e riscos e assinaram um termo de consentimento livre e esclarecido (APÊNDICE I). Os procedimentos foram aprovados pelo Comitê de Ética em Pesquisa em Seres Humanos do Hospital de Clínicas da Universidade Federal do Paraná, sob o registro CEP/SD: 1107.032.11.04 CAAE: 030.0.091.000-11.

#### 3.2 PROCEDIMENTOS

O experimento foi realizado no laboratório do Centro de Estudos do Comportamento Motor da Universidade Federal do Paraná, sendo que cada sujeito participou de uma única sessão experimental, que teve duração aproximada de duas

horas. O experimento contou com as seguintes etapas: a) entrevista foi realizada com base em informações verbais prestadas pelos participantes e visaram determinar dados pessoais, história clínica (doenças crônicas, uso de medicamentos contínuos, cirurgias anteriores) e histórico de quedas (frequência e causa de quedas); b) medições antropométricas (estatura e massa corporal) e c) testes de distúrbio e análise eletromiográfica; d) testes funcionais.

Com o objetivo de padronização, o mesmo avaliador realizou sempre a condução da mesma tarefa em todas as coletas a fim de eliminar erros de medidas entre avaliadores.

Os dados referentes ao histórico de quedas foram utilizados para alocar os participantes em dois grupos experimentais, sendo um grupo com histórico de quedas ou quase quedas nos 12 meses que precederam o estudo - caidor (GC) e um grupo sem histórico de quedas ou quase quedas nos 12 meses que precederam o estudo- não caidor (GN) (tabela 1).

A classificação dos participantes como “caidores” seguiu as indicações propostas por Freitas et al., (2010). A definição de quedas ou quase quedas (quedas evitadas com auxílio dos membros superiores) seguiu os mesmos critérios aplicados por La Roche et al. (2010) e ambas serão referidas como “quedas” seguindo o critério.

Para permitir explorar os dados e realizar maior número de análises, os participantes também foram divididos em subgrupos conforme a frequência e causa das quedas referidas durante o preenchimento do formulário de avaliação (APÊNDICE II). A frequência se referiu ao número de quedas dos participantes com histórico de quedas. A causa das quedas foi classificada em tropeços, escorregões e outros. Outra forma de comparação dos grupos se deu através da faixa etária, onde os reagrupamentos se deram com base na mediana da amostra.

### 3.2.1 Testes funcionais

A avaliação da capacidade funcional dos sujeitos foi realizada através de três testes funcionais: teste de caminhada de seis minutos; levantar e caminhar, e sentar e levantar em 30 segundos (RIKLI E JONES, 1999). Todos os sujeitos foram submetidos a mesma sequência de testes utilizando sempre os mesmos

equipamentos e espaço físico. Entre cada teste, os participantes tiveram intervalo mínimo de um minuto. Os resultados de testes funcionais eram anotados na ficha de avaliação de testes (APÊNDICE III).

#### 3.2.1.1 Teste de caminhada de seis minutos (TC6)

O teste foi eleito por ser de fácil aplicação e reflete de forma bem tolerada o desgaste das atividades da vida diária envolvendo condições dinâmicas (ENRIGHT, 2003).

O TC6 foi realizado numa quadra poliesportiva onde foi delimitado um retângulo com o uso de cones nas marcações de uma quadra de vôlei, conferindo as medidas de 9m x 18m, somando 54m a cada volta completada (RIKLI AND JONES, 1999). Os participantes foram orientados a caminhar com o objetivo de completar o maior número de voltas em 6 minutos, porém sem correr. Para que fosse possível o cálculo das distâncias além das marcações, os participantes foram orientados a permanecer parados assim que ouvissem o comando do término do tempo. A distância foi registrada em metros ao final dos seis minutos, sendo esta a variável avaliada.

#### 3.2.1.2 Teste de sentar e levantar em 30 segundos

O teste de sentar e levantar têm sido utilizado como indicador do controle postural bem como para verificar o risco de queda e força dos membros inferiores. Sujeitos que apresentam comprometimento de equilíbrio são caracterizados pela dificuldade em realizar movimentos de transição, como o exigido no teste de sentar e levantar (WHITNEY et al., 2005).

O teste foi realizado numa cadeira de encosto reto, encostada na parede para evitar movimentação durante a realização da tarefa. Os avaliados foram instruídos a manter as costas retas durante a realização, não utilizar os membros superiores como apoio para levantar e avisados de que era necessário sentar completamente, encostando as costas no encosto, antes de iniciar uma nova subida

e que a prova consistia em sentar e levantar o maior número de vezes possíveis em 30 segundos.

#### 3.2.1.3 Teste de levantar e caminhar (Time Up and Go –TUGT)

Nesse teste os sujeitos iniciavam sentados na cadeira (altura = 0,38 m) e eram orientados a se levantar, caminhar um percurso reto de 3 metros, contornar um cone e retornar a sentar na cadeira voltando para a posição inicial. O objetivo era verificar o tempo necessário para desenvolver a tarefa.

Por se tratar de um teste que envolve diversos recursos como a caminhada, a realização de curva e o sentar/levantar, é considerado uma das formas de teste mais promissora para avaliação funcional.

#### 3.2.2 Teste de distúrbio

Para realização do experimento foi construído um sistema de polias através do uso de uma plataforma móvel acoplada a um sistema de trilhos, com objetivo de gerar o distúrbio similar ao percebido numa situação de tropeço e assim avaliar a reação postural dos mesmos. O sistema está representado na figura 2.

A plataforma deslizava pelos trilhos de metal, permitindo os movimentos translacionais em relação ao sujeito. O movimento desse aparato foi controlado por um dispositivo remoto que acionava/desligava um eletro-ímã, sendo que um polo estava localizado na plataforma e outro estava fixado no solo. Quando ligado, o sistema permanecia estacionário. Ao desligar, a plataforma deslizava 4,5 cm no sentido posterior em relação ao sujeito, sendo parada ao atingir um bloco posicionado no final do trilho.

O deslize era provocado por uma tração resultante do posicionamento de anilhas na outra extremidade do sistema. O peso das anilhas correspondia a 10% do valor da massa de cada participante.

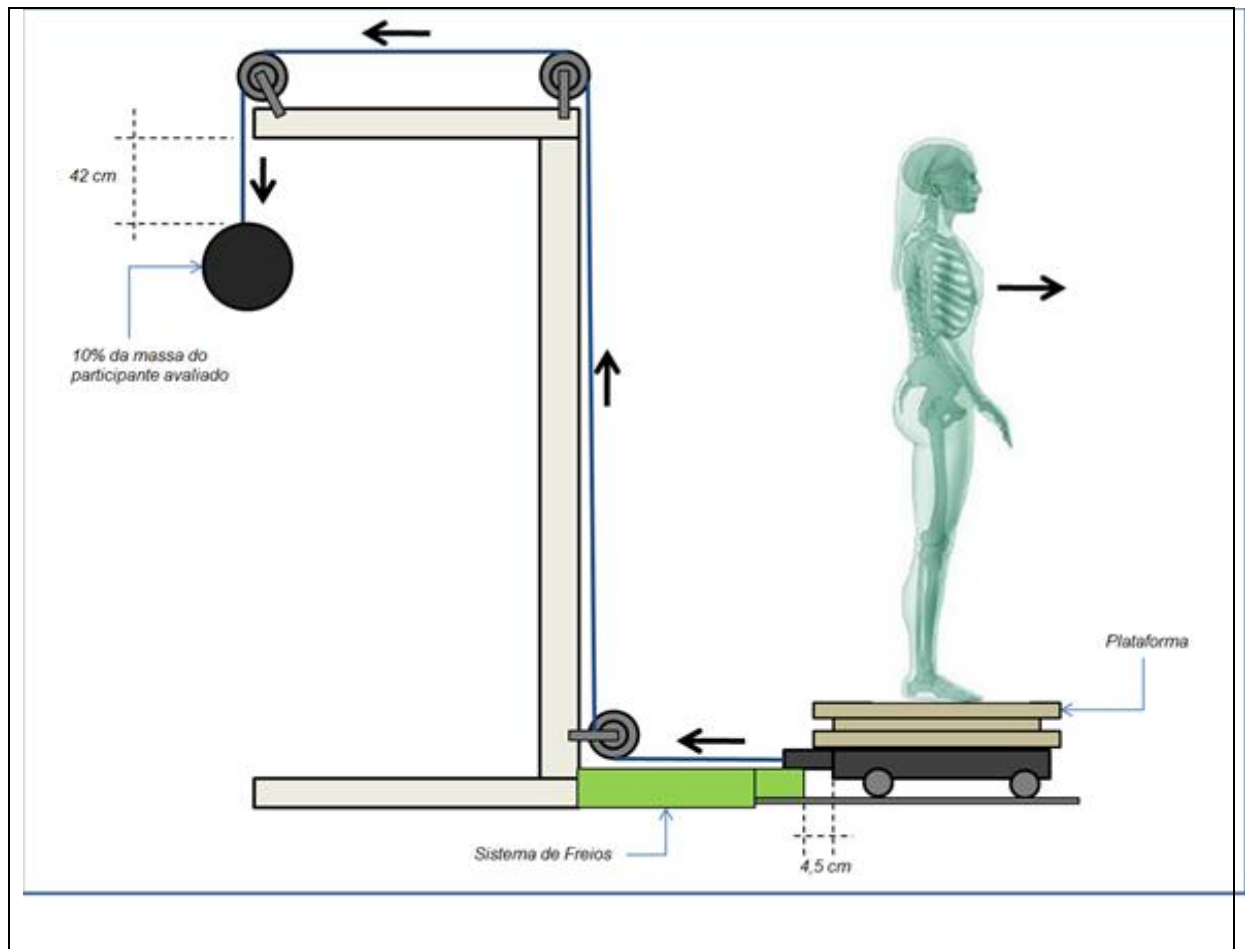


Figura 2. Representação do sistema de distúrbio.

O teste envolveu a imposição de um distúrbio postural no qual os sujeitos foram orientados a restabelecer o equilíbrio sem, no entanto, reposicionar os segmentos inferiores para restabelecer o equilíbrio. O teste foi realizado a partir da posição ereta.

O distúrbio foi aplicado três vezes seguidas para cada participante, sendo que as três coletas foram realizadas com o sujeito na mesma posição. Apenas a primeira coleta foi considerada, sendo as demais utilizadas no caso dessa apresentar algum comprometimento no sinal eletromiográfico. O movimento da plataforma se deu posteriormente em relação ao participante, simulando o desequilíbrio observado na situação do tropeço.

Testes piloto (não publicados) revelaram que a carga de 10% do valor da massa é suficiente para provocar distúrbios importantes sobre a postura, todavia, não causa modificações exageradas sobre a postura que desencadeiem quedas ou

grandes dificuldades na retomada do equilíbrio através de um passo ou reposicionamento de membros inferiores. Com o deslocamento da plataforma, também foi referido que a reação à carga é efetuada por estratégias predominantemente de membros inferiores.

### 3.2.3 Eletromiografia

A atividade muscular foi determinada por eletromiografia de superfície com auxílio do aparelho Trigno™ EMG Systems – Delsys (Figura 3). Esse aparato é considerado um sistema híbrido, permitindo a captura sincronizada de dados eletromiográficos e de acelerometria via wireless.

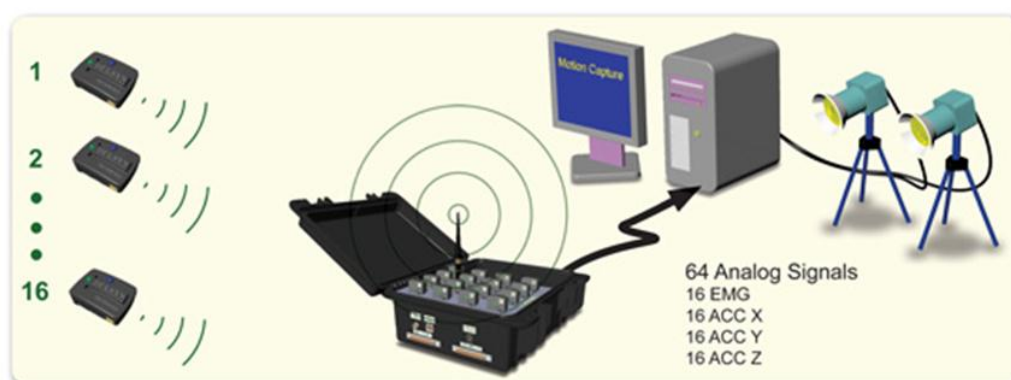


Figura 3. Sistema de eletromiografia Trigno™ EMG Systems – Delsys, onde os sinais são enviados por wireless a caixa de comando que por sua vez está conectada ao computador de operação. FONTE:www.delsys.com

Foram utilizados cinco sensores, sendo quatro para registro eletromiográfico e um para coleta de dados de aceleração do deslocamento da base de suporte.

A análise eletromiográfica visou avaliar quatro variáveis experimentais: (a) tempo de latência na resposta muscular após o distúrbio, (b) taxa de ativação muscular, (c) intensidade da atividade e (d) sequenciamento de ativação muscular. A descrição de como as variáveis foram calculadas e obtidas será abordada no capítulo 3.2.3.2 Variáveis experimentais.

A coleta foi realizada conforme indicações da SENIAM - Surface Electromyography for the Non-Invasive Assessment of Muscles. Antes de dar início à coleta, a pele do sujeito foi preparada através da limpeza com adstringente e

tricotomia quando necessário. Todos os dados foram obtidos com auxílio de um software específico para aquisição e análise do sinal, EMGworks® 4.0 -Delsys.

O sinal eletromiográfico foi coletado à frequência de 4000 Hz. Os sensores foram posicionados perpendicularmente ao sentido das fibras musculares sobre o ventre dos seguintes músculos: (1) vasto lateral - eletrodo posicionado na distância equivalente a  $2/3$  na linha entre a espinha ilíaca superior e a parte lateral da patela; (2) tibial anterior - eletrodo posicionado na distância equivalente a  $1/3$  na linha entre a parte superior da fíbula e o maléolo medial, (3) bíceps femoral - eletrodo posicionado a meia distância da tuberosidade isquiática e o epicôndilo lateral da tíbia; (4) gastrocnêmio - eletrodo posicionado na distância equivalente a  $1/3$  na linha entre a parte superior da fíbula e o calcanhar (indicados na figura 4). Foram analisados os músculos do lado dominante dos participantes, que foi identificado a partir da solicitação de um passo para frente a partir de uma posição bipodal com os pés em paralelo.

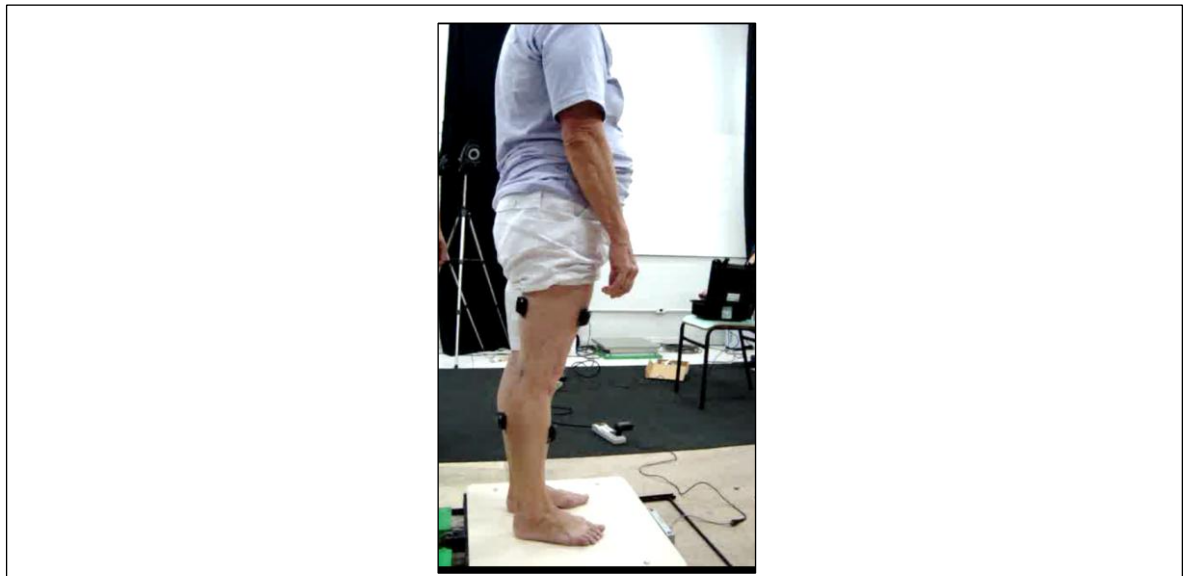


Figura 4. Participante em posição para iniciar o teste de distúrbio com os eletrodos posicionados em seu membro inferior dominante.

Os sujeitos foram orientados a subir na plataforma e permanecer parados, mantendo os membros superiores relaxados e olhando para frente até o momento do distúrbio.

Um sensor programado para captar dados de acelerometria posicionado sobre a superfície da plataforma permitiu observar o instante do início do distúrbio,



nesse estudo através da checagem do eixo “x”, conforme indica a Figura 5. Foi determinado o primeiro momento de alteração gráfica da curva para baixo, sendo esse determinado o quadro de início do movimento. Assim, foi possível sincronizar os eventos da ativação muscular em relação ao início do distúrbio. A frequência de aquisição de sinal do acelerômetro foi de 296,3 Hz.

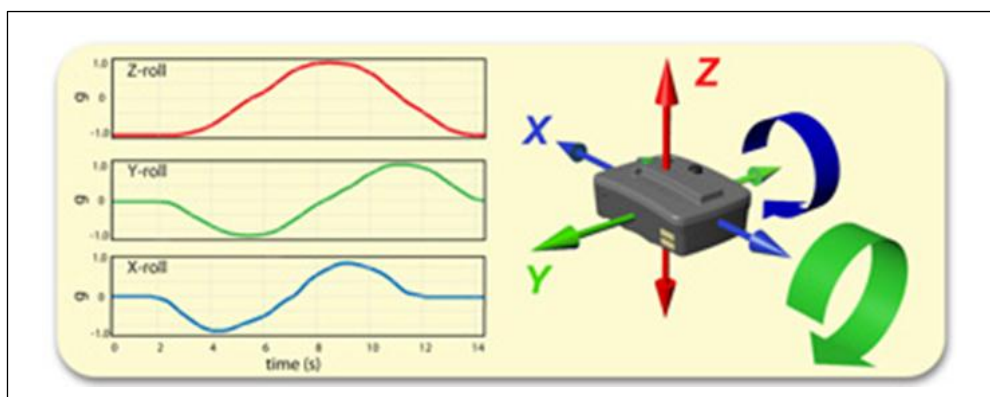


Figura 5. Eixos representativos do eletrodo configurado na função de acelerometria; onde x era o eixo equivalente nesse estudo à direção de movimento da plataforma. O primeiro instante gráfico de descida da curva permite demarcar o início do movimento.

FONTE:www.delsys.com

### 3.2.3.1 Processamento do sinal eletromiográfico.

Para fins de processamento e análise, foram selecionados dados da 1ª repetição do distúrbio. Caso fossem detectados problemas na coleta da 1ª repetição (ex. tosse, espirro ou movimentação excessiva do participante) os dados foram descartados e aqueles da repetição seguinte considerados. As tentativas em que os participantes apresentaram problemas nas três repetições tiveram o músculo em questão descartado. Nas comparações de sequenciamento de ativação muscular, foram incluídos somente os participantes que permitiram análise do sinal de todos os músculos.

O sinal eletromiográfico (figura 6) não tratado extraído do sistema de aquisição foi processado através retificação, filtro e normalização.

Com objetivo de se obter o envelope linear da atividade registrada no EMG para cada músculo, foi optado pela retificação de onda completa, onde os valores negativos foram rebatidos para valores positivos. Esse tipo de retificação tem sido preferido por preservar a energia do eletromiograma, tendo em vista que a

retificação de meia onda converte os valores negativos em valores nulos (Ferreira et al, 2010).

Após retificação, os dados foram filtrados através do filtro passa-baixa Butterworth de 2ª ordem, com frequência de corte de 8Hz (PIJNAPPELS *et al.*, 2005).

Após a filtragem, foi possível estabelecer o instante do distúrbio, momento de início do movimento da plataforma. Para tanto, os dados de acelerometria foram interpolados para a mesma frequência dos dados eletromiográficos (4000Hz), permitindo análise sincronizada dos dados.

Para a normalização dos dados considerou-se o valor de 100% como base para a ativação máxima encontrada no período de coleta para cada músculo de cada participante avaliado (PIJNAPPELS *et al.*, 2006; KIRKWOOD *et al.*, 2011). ROBERTSON *et al* (2004) refere que este seria considerado o melhor método para se normalizar contrações em condições dinâmicas.

Definido o instante do início do distúrbio, ( $t=0$ ), os demais eventos temporais dos registros eletromiográficos foram sincronizados para a obtenção de uma mesma base de tempo (segundos).

Todas as rotinas para processamento dos dados acima descritas foram implementadas em ambiente Matlab 7.8. 0 (R2009a).

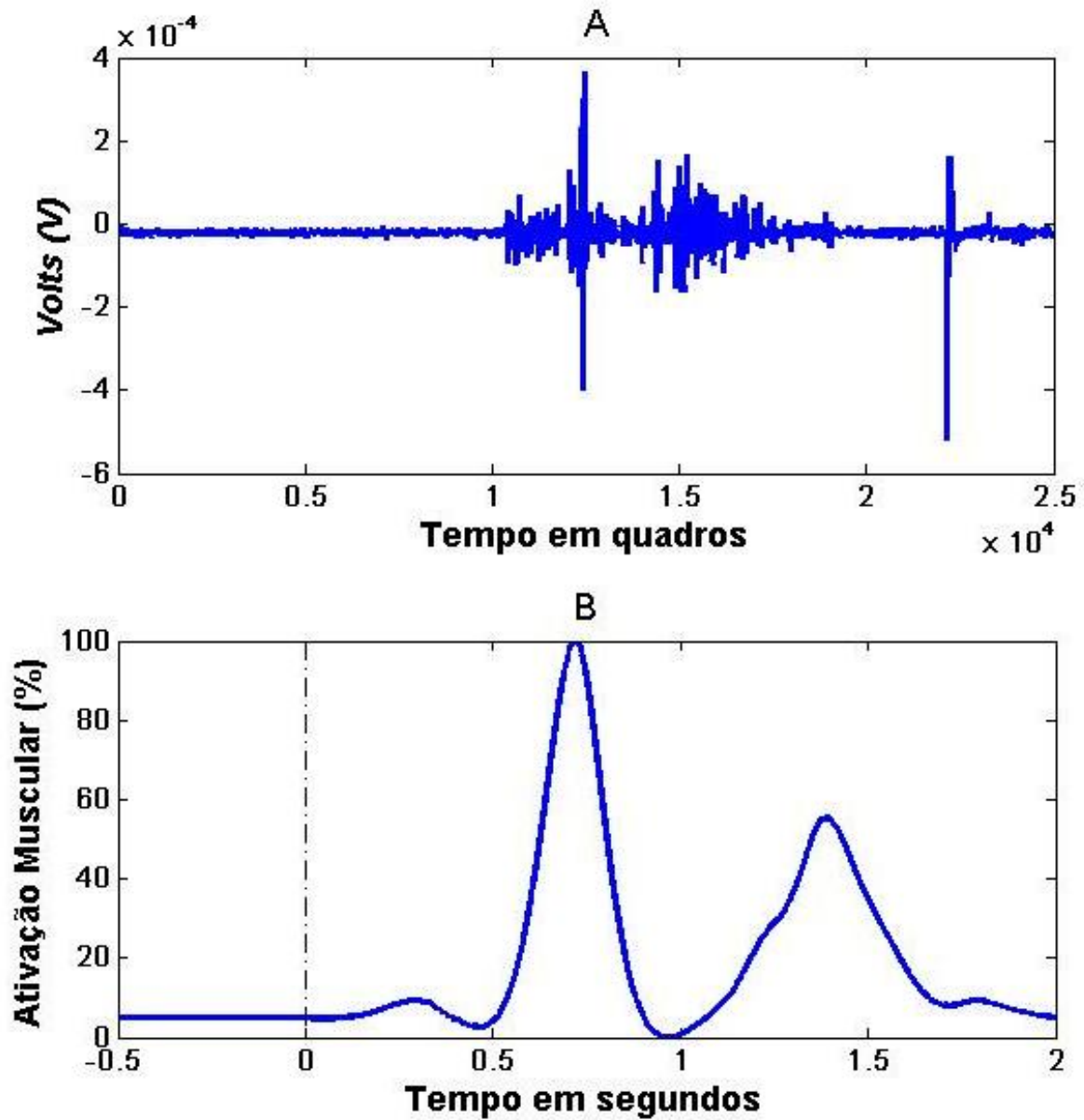


Figura 6. A- sinal eletromiográfico não processado do músculo vasto lateral de um sujeito aleatório, com atividade em Volts e tempo em quadros; B- sinal retificado, filtrado e normalizado à atividade máxima do músculo vasto lateral do mesmo sujeito;  $t=0$  representa o momento do distúrbio.

### 3.2.3.2 Variáveis experimentais

O início da atividade eletromiográfica refere-se ao instante em que os músculos avaliados foram recrutados (*onset*). Os aspectos temporais foram avaliados através do início da atividade eletromiográfica, tempo de latência e taxa de ativação muscular.

O tempo entre o início do distúrbio e a ativação muscular refere o período de latência na resposta. A taxa de ativação representa a velocidade entre o momento do início da atividade muscular e o instante que ele atinge a sua ativação máxima (Freitas et al., 2010).

A intensidade do sinal eletromiográfico (iEMG) foi estimada pelo cálculo da área abaixo da curva de atividade de cada músculo no tempo de ativação (integral).

O início da atividade muscular foi determinado quando a intensidade da mesma foi maior que 3 desvios padrão (PIJNAPPELS *et al.*, 2005) considerando o sinal da linha de base. Todos os inícios de atividade foram confirmados visualmente e corrigidos quando necessário (FREITAS et al., 2010).

## 3.3 ANÁLISE DOS DADOS

Inicialmente os dados foram tratados através de estatística descritiva padrão (média  $\pm$  desvio padrão). Considerando que algumas variáveis não apresentaram distribuição normal e/ou homogeneidade no teste de Levene e Shapiro Wilk, optou-se pelo uso de estatística não paramétrica, que permitem comparações mais robustas entre grupos de tamanho relativamente pequenos. As variáveis funcionais e eletromiográficas foram analisadas através de um número de comparações que envolveram a subdivisão da amostra em subgrupos de acordo com a idade, histórico de quedas, causas das quedas e frequência de quedas. Tais variáveis foram selecionadas para permitir explorar os dados de forma mais abrangente. Para a subdivisão conforme idade foi utilizada a mediana da amostra (68 anos). Assim, o teste U de *Mann Whitney* foi utilizado para determinar diferenças entre grupos para a) históricos de quedas, b) causas principais de quedas, c) frequência de queda e d)

idade. O teste de *Kruskal-Wallis* foi aplicado para comparar variáveis com mais de dois níveis de análise e foi empregado para determinar o efeito da a) frequência de queda e b) causa principal de queda. O teste de Qui-Quadrado foi empregado para determinar a relação entre as seguintes variáveis: a) históricos de queda, b) causa principal, c) frequência das quedas e d) idade. Quando o Qui-Quadrado resultou em tabelas 2x2, foi considerado o valor do Teste de Fisher, que tem melhor aplicabilidade com baixas frequências.

Os testes estatísticos foram realizados com o *software* SPSS 13.0 *for Windows* tendo nível de significância em  $p < 0.05$ . Considerando o tamanho da amostra, foi realizado o Teste do Tamanho do Efeito (Effect Size) quando os valores de  $p$  foram inferiores a  $p < 0.1$ .

## 4 RESULTADOS

A descrição dos resultados do presente estudo foi dividida em características gerais da amostra, características das quedas, variáveis dos testes funcionais e variáveis eletromiográficas. Os valores são descritos na forma de média  $\pm$  desvio padrão.

### 4.1 CARACTERÍSTICAS GERAIS DA AMOSTRA

Participaram do experimento, 27 mulheres e 4 homens (média  $\pm$  desvio padrão; 70  $\pm$  7 anos; 71,6  $\pm$  10,2kg; 1,58  $\pm$  0,85m e 28,4  $\pm$  3,65kg.m<sup>-2</sup>). Os participantes quando agrupados pela idade (acima e abaixo de 68 anos, respectivamente) não apresentaram diferenças para o histórico, causa geral, causa principal, frequência das quedas ( $p>0,05$ ).

O uso de medicamentos foi reportado por 28 participantes (90%), que referiram sua aplicação para o tratamento de condições clínicas crônicas. Dentre tais condições, 58% referiram hipertensão arterial controlada, 16% relataram alguma condição cardíaca, 16% referiram diabetes tipo II controlada, 42% sujeitos reportaram alguma condição reumatológica e 32% queixaram-se de problemas ortopédicos.

O Teste de Fisher não revelou associação entre nenhuma das condições crônicas e o histórico de quedas dos participantes ( $p>0,05$ ).

As características gerais dos sujeitos separados por grupos GC e GN encontram-se na tabela 1.

Os dados serão apresentados em média  $\pm$  desvio padrão.

Tabela 1 – Características físicas e antropométricas dos grupos de idosos com histórico de quedas - caidores (GC; n=13) e do grupo sem histórico de quedas – não caidores (GN; n=19).

	<b>GC</b>	<b>GN</b>
N	13	18
Idade (anos)	69,1 ± 6,57	71,5 ± 7,45
Massa (kg)	72,5 ± 11,7	70,9 ± 9,3
Estatura (m)	1,57 ± 0,10	1,59 ± 0,07
IMC (kg.m <sup>-2</sup> )	29,1 ± 2,9	28,0 ± 4,1

NOTA: IMC- Índice de Massa Corporal;

Conforme visualização da tabela 1, é possível afirmar que os grupos não diferiram quanto as características físicas e antropométricas.

#### 4.2 HISTÓRICO, FREQUÊNCIA E CAUSA DE QUEDAS

O grupo de caidores (GC) foi composto por 13 idosos que referiram uma ou mais quedas. Dos participantes do GC, 54% (7 participantes) referiram uma queda no ultimo ano e 46% (6 participantes) declararam ter caído duas ou mais vezes.

A principal causa das quedas foi o tropeço, referida por 6 participantes (46%). Seguida do escorregão, referido por 4 participantes (31%). Um terceiro grupo foi formado por participantes que referiram causas diversas e representaram 23% dos idosos caidores.

Os subgrupos do GC formados a partir da causa principal das quedas (tropeço e escorregão), não diferiram quando comparados à frequência das quedas ( $p>0,5$ ).

#### 4.3 TESTES FUNCIONAIS

Os grupos GC e o GN não diferiram nos testes funcionais. A tabela 2 exibe a média e desvio padrão dos testes agrupados por histórico de quedas.

Quando divididos conforme histórico, causa principal e frequência das quedas, os grupos não apresentaram diferenças em nenhum dos testes funcionais ( $p>0,05$ ).

O grupo de caídores (GC) quando comparado à frequência das quedas apresentou diferença onde os participantes com duas ou mais quedas percorreram maiores distâncias no TC6 ( $p=0,1$ ;  $TE=0,9$ ) e foram mais rápidos na realização do TUGT ( $p=0,08$ ;  $TE=0,9$ ) do que os participantes que referiram uma queda.

Tabela 2– Testes Funcionais (média  $\pm$  dp) dos grupos de caídores (GC;  $n=13$ ) e dos não caídores (GN;  $n=18$ ).

	<b>GC</b>	<b>GN</b>	<b>p</b>
TC6 (m)	451,6 $\pm$ 73,9	454,3 $\pm$ 77,0	0,8
Sentar/Levantar (vezes)	10,7 $\pm$ 2,5	11,1 $\pm$ 1,9	0,9
TUGT (s)	9,3 $\pm$ 1,9	9,4 $\pm$ 1,9	0,8

NOTA: TC6- Teste de Caminhada de 6 minutos; T Sentar/Levantar - Teste Sentar e Levantar; TUGT – Teste Time Up-And-Go

Houve diferença no desempenho do TC6 quando os participantes foram agrupados por faixa etária, onde os participantes de maior idade percorreram menores distâncias ( $p=0,04$ ).

Os grupos de IMC Menor e IMC Maior não diferiram quanto ao desempenho em nenhum dos testes funcionais ( $p>0,05$ ).

Houve correlação positiva entre o TC6 e o Teste Sentar e Levantar ( $r=0,47$ ;  $p<0,01$ ). O TUGT apresentou correlação negativa com o TC6 ( $r= -0,52$ ;  $p<0,01$ ) e Teste Sentar e Levantar ( $r= -0,50$ ;  $p<0,01$ ).

#### 4.4 DADOS ELETROMIOGRÁFICOS

Nesse capítulo serão descritos os resultados obtidos de forma separada para cada variável analisada com base nos sinais eletromiográficos.



#### 4.4.1 Variáveis relacionadas ao início da ativação muscular (“onset”)

O início da atividade eletromiográfica revelou o tempo de latência necessário para o início da resposta muscular após a aplicação do distúrbio sobre o equilíbrio (figura 8). O tempo de latência dos músculos avaliados não diferiu entre os grupos (GC e GN;  $p>0,05$ ) após a aplicação do distúrbio. Subdivididos conforme a frequência das quedas referidas, não houve diferença entre os grupos quanto a latência muscular dos grupos ( $p>0,05$ ).

O GC apresentou menor tempo de latência para os participantes que tiveram escorregões como causa principal das quedas quanto ao vasto lateral ( $p=0,05$ ), bíceps femoral ( $p=0,03$ ) e gastrocnêmio ( $p=0,02$ ), quando comparados aos grupos que referiram o tropeço como causa das quedas.

Os participantes agrupados conforme a faixa etária não diferiram nas latências dos músculos avaliados ( $p>0,05$ ).

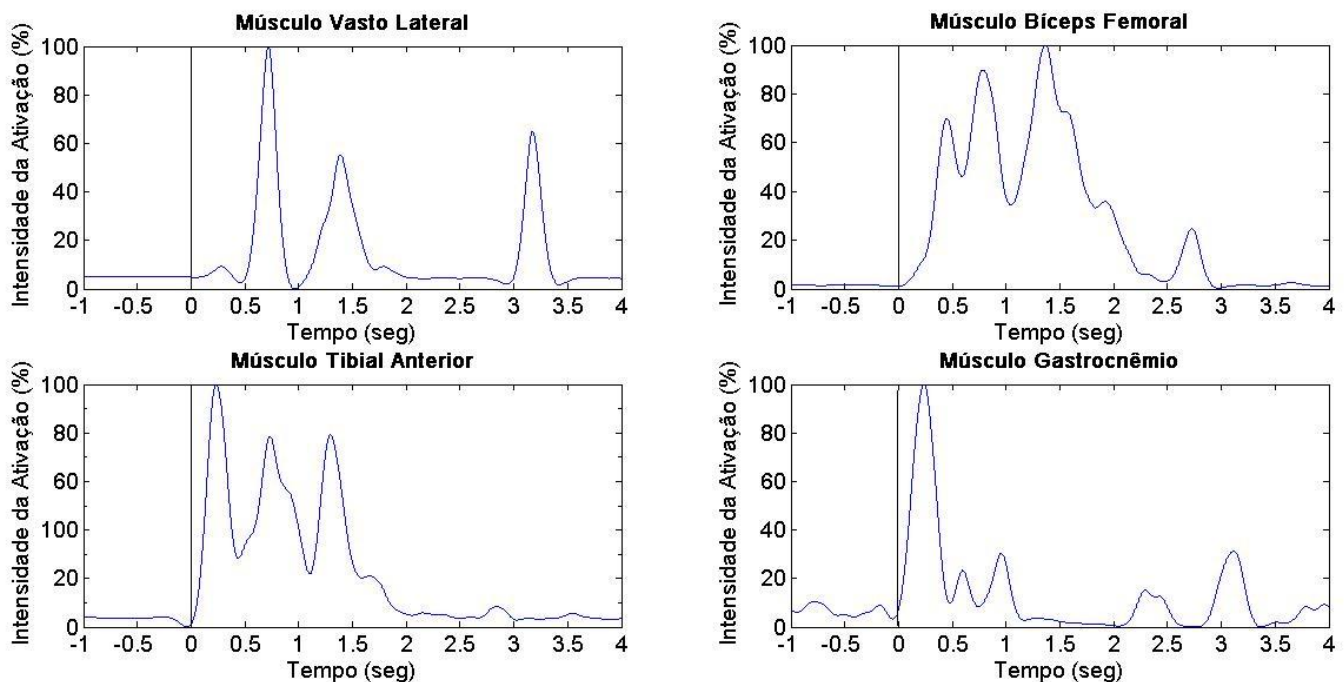


Figura 7- Resultados eletromiográficos dos quatro músculos avaliados de um sujeito do sexo masculino parte do GC; Observa-se o tempo de latência dos músculos avaliados, onde  $t=0$  representa o momento do distúrbio.

#### 4.4.2 Taxa de ativação muscular

A taxa de ativação representa o quão rápido o músculo foi ativado e representa a capacidade de resposta do aparato contrátil após sua ativação em responder a um estímulo central.

O GC e GN não diferiram quanto às taxas de ativação na simulação de um tropeço ( $p>0,05$ ).

O grupo com maior frequência absoluta de quedas apresentou maiores taxas na ativação do tibial anterior ( $p<0,01$ ) e do bíceps femoral ( $p=0,05$ ).

Os grupos não diferem quando divididos pela faixa etária, pela causa geral e causa principal ( $p>0,05$ ) para nenhum dos músculos avaliados.

#### 4.4.3 Intensidade

A intensidade da atividade muscular foi representada através do cálculo da área abaixo da curva da atividade muscular (iEMG). O GC e GN não diferiram quanto à intensidade da ativação muscular ( $p>0,05$ ).

Na divisão conforme a frequência de quedas, não houve diferença entre os grupos ( $p>0,05$ ). Quando analisados apenas os participantes com histórico de quedas, os grupos diferiram para idosos que reportaram duas ou mais quedas com maior intensidade na atividade muscular do tibial anterior ( $p=0,01$ ).

Os subgrupos do GC diferiram conforme a causa principal, o grupo que experimentou o escorregamento como causa de queda apresentou menor intensidade de ativação do gastrocnêmio ( $p=0,01$ ) e do bíceps femoral ( $p<0,01$ ) em relação ao grupo que tropeçou.

O arranjo da amostra conforme a faixa etária (menor e maior que 68 anos) demonstrou maior intensidade do vasto lateral ( $p<0,01$ ) para os participantes de maior idade após a aplicação do distúrbio.

#### 4.4.4 Sequenciamento de ativação muscular

A ordem de ativação muscular foi avaliada através da determinação do *on set* de ativação de cada músculo após o distúrbio.

O recrutamento inicial do gastrocnêmio foi observado em 95,5% (n=21) dos participantes. O músculo vasto lateral foi o último a ser ativado em 89% dos participantes (n=18).

Não houve diferença quanto à estratégia de ativação adotada entre os grupos GC e GN. Contudo, duas estratégias principais foram verificadas e estão descritas na tabela 3. A primeira sequência foi verificada em 59% da amostra, sendo considerada a estratégia predominante de reação. A segunda sequência foi vista em 18% dos participantes.

Tabela 3- Sequências predominantes de ativação à primeira condição de distúrbio:

Sequência 1 (59%)	1) gastrocnêmio	2) bíceps femoral	3) tibial anterior	4) vasto lateral
Sequência 2 (18%)	1) gastrocnêmio	2) tibial anterior	3) bíceps femoral	4) vasto lateral

A subdivisão da amostra conforme os critérios de histórico, frequência, causa geral, causa principal e faixa etária não revelaram nenhuma diferença entre os subgrupos em relação à estratégia de ativação após aplicação do distúrbio ( $p>0,05$ ).

## 5 DISCUSSÃO

Esse estudo teve como objetivo analisar as principais diferenças entre os idosos com e sem histórico de quedas quando submetidos a um distúrbio controlado. Também foram exploradas subdivisões conforme características das quedas e faixa etária da população almejando determinar se tais fatores influenciam a capacidade de recuperar o equilíbrio após um distúrbio controlado.

A principal causa das quedas referidas pelos participantes nesse experimento foi o tropeço, também referido em outros estudos (BERG et al., 1997; ROUDSARI et al., 2005) que demonstram que os tropeços representam até 60% das causas de quedas em idosos.

A frequência das quedas dos participantes com histórico de quedas também são similares às proporções observadas em outros estudos (SIQUEIRA et al., 2004; SIQUEIRA et al., 2011) que demonstram que metade dos idosos com histórico de quedas positivo apresentam mais de um episódio de quedas. No presente estudo, a causa das quedas (tropeço, escorregão e outros) não diferiu entre os sujeitos que apresentaram apenas uma queda e os que referiram duas ou mais quedas. Tais achados estão em consonância com aqueles reportados por Berg et al (1997) e indicam que as causas das quedas não permitem diferenciar claramente caidores ocasionais de caidores frequentes (duas ou mais quedas).

Alguns estudos (DESAI et al, 2010; CHIU et al, 2003) reportam diferenças entre idosos com e sem histórico de quedas por meio testes funcionais. Os resultados do presente estudo não confirmaram tais achados, visto que não foram identificadas diferenças nos testes funcionais entre os grupos. Tal achado pode ser justificado pela prática regular de atividades físicas pelos participantes. De fato, os dados apontam para similaridades nos testes de desempenho funcional.

Ao comparar o desempenho do grupo de caidores, aqueles com duas ou mais quedas apresentaram melhor desempenho no teste de caminhada de seis minutos e no TUGT em relação aos participantes que referiram menor frequência de quedas. Os padrões cinemáticos da marcha não foram avaliados nesse experimento, porém alguns achados sugerem que idosos com elevada velocidade de deslocamento na marcha apresentam dificuldade temporal para gerar resposta motora após um distúrbio, com proporções de quedas similares aqueles que se deslocam em baixas velocidades (PAVOL et al., 2001).

Os achados referidos nesse estudo contrastam daqueles encontrados na literatura (CHIU et al., 2003; GUNTHER et al., 2000) que referem maior propensão à quedas em idosos que caminham mais devagar. Os mecanismos descritos de adaptação da marcha permitem explorar os resultados encontrados. As alterações observadas em idosos caidores durante a marcha são de natureza espaço-temporal, dentre elas a redução do tamanho do passo, aumento da base (pés mais separados) e aumento do duplo apoio. O aumento do tempo de duplo apoio tem sido referido como uma estratégia que permite aumentar a estabilidade corporal durante a marcha na qual os idosos se sentem mais seguros. Essa estratégia implica na diminuição do tempo de balanço, com maior velocidade de deslocamento da perna de balanço, o que aumenta a dificuldade de reposicionamento do membro inferior (STURNIEKS et al., 2008) e eleva o risco de quedas (MONTERO-ODASSO et al., 2005).

Vários estudos (ENRIGHT, 2003; DOHERTY, 2003; CLARK E MANINI, 2008; BARRY E CARSON, 2005) reportam correlações negativas entre o processo do envelhecimento e a capacidade funcional dos idosos. Os resultados do presente estudo demonstraram concordância com tais achados, onde os participantes mais jovens (abaixo de 68 anos) apresentaram melhor desempenho do que seus pares mais velhos, percorrendo maiores distâncias no teste de caminhada de seis minutos. Um importante contribuinte da limitação funcional é a deterioração progressiva do sistema neuromuscular, devido sua importância na manutenção postural. A partir dos setenta anos o comprometimento se torna mais importante, aumentando a susceptibilidade às quedas (LAMOUREUX et al., 2001).

O tempo de latência não diferiu quanto à faixa etária dos participantes, sugerindo que a idade não influencia substancialmente o tempo de ativação muscular no momento de recuperação do equilíbrio em experimentos que provocam a anteriorização do participante no momento do distúrbio (THELEN et al., 2000). O mesmo autor refere que as diferenças pronunciadas pela idade só podem ser evidenciadas quando os idosos saudáveis são expostos a grande desafios. Pois apesar de encontrar diferenças em seu estudo realizado em 1997, estas não são consideradas biomecanicamente influentes, pois não afetam o resultado final.

Ao comparar o tempo de latência com o histórico de quedas, não foram identificadas diferenças entre os idosos caidores e não caidores. Laughton et al., (2003) observaram similaridade no tempo de latência entre caidores e não caidores

em uma situação estática de equilíbrio. Mesmo assim, como as quedas ocorrem em função das condições dinâmicas de deslocamento, as respostas neuromusculares obtidas nos testes do presente estudo tendem a se assemelhar mais das condições reais em que as quedas ocorrem. Dessa forma, a hipótese de que participantes com histórico de quedas apresentaram maiores tempos de ativação em relação aos seus pares sem histórico de quedas foi rejeitada.

O tempo de latência é utilizado como parâmetro para determinar a chance de evitar a queda. Os resultados apontaram valores médios similares para os dois grupos ~50 ms para o tempo de latência de ativação do gastrocnêmio. Tais achados estão de acordo com os valores referenciados na literatura: 60 ms (DO et al., 1988; ENG et al., 1994), 65 ms (DIETZ et al., 1988; PIJNAPPELS et al., 2005<sup>a</sup>); 70 ms (THELEN et al., 2000), 73 ms (HORAK E NASHNER, 1986) e 100 ms (PETERKA E BLACK, 1990). O período crítico de latência, ou seja, o período em que é possível reestabelecer o equilíbrio compreende 300ms, no qual a ativação deve ser iniciada para evitar a queda (SCHULTZ, 1995).

Os participantes com histórico de quedas com causa principal o escorregamento apresentaram menores tempos de latência para os músculos vasto lateral, bíceps femoral e gastrocnêmio em comparação ao grupo que referiu tropeço. Estudos que avaliaram a latência simulando do tropeço (movimento anterior da plataforma) referem à importância da menor latência dos músculos gastrocnêmio e bíceps femoral (HORAK E NASHNER 1986; PETERKA E BLACK, 1990; ENG et al., 1994; THELEN et al., 2000; PIJNAPPELS et al., 2005a; PIJNAPPELS et al., 2006), bem como estudos que reproduziram o escorregão (movimento posterior da plataforma) observaram menor latência dos músculos tibial anterior e vasto lateral (HORAK e NASHNER, 1986; PETERKA E BLACK, 1990; NAKAMURA et al., 2001; CHAMBERS E CHAM, 2007; LIU E LOCKHART, 2009; FREITAS et al., 2010).

A taxa de ativação não diferiu para nenhum músculo em função da idade dos participantes. Os resultados descritos na literatura são conflitantes, Pijnappels et al (2005b), referem diferença para idosos acima de 68 anos, que apresentam menores taxas de ativação do que adultos de meia idade e jovens. Por outro lado, Thelen et al (2000), sugerem não haver diferença entre idosos e jovens. A ausência de diferença nesse estudo pode se justificar pela comparação apenas entre idosos, que não parecem poder ser facilmente discriminados quando a ativação muscular é

analisada apenas em função da idade cronológica. Talvez parâmetros funcionais sejam mais expressivos para tais comparações.

Não foram encontradas diferenças quando os idosos foram agrupados pelo histórico de quedas com relação a taxa de ativação dos músculos avaliados, o mesmo resultado foi reportado por Laughton et al. (2003). A ausência de diferença pode ser explicada pela semelhança das condições funcionais e gerais da amostra. Assim, rejeita-se a hipótese de que idosos caídores apresentam menores taxas de ativação muscular do que os idosos sem histórico de quedas.

Quando presente, o aumento no tempo da taxa de ativação pode ser explicado às diminuições na interação dos filamentos de actina e miosina (excitação-contracção) incluindo retardos na liberação ou reabsorção de cálcio pelo retículo sarcoplasmático, bem como pela diminuição de enzimas metabólicas como a creatina quinase e a actina-miosina ATPase (PROCHNIEWICZ et al., 2005; KACZOR et al., 2006; PASTORIS et al., 2000).

Os participantes que referiram duas ou mais quedas apresentaram maiores taxas de ativação nos músculos tibial anterior e bíceps femoral comparados aos participantes que referiram apenas uma queda. Uma relação proposta ao maior tempo para atingir a ativação é proposta à redução da rigidez músculo-tendinosa, observada em idosos, que resulta em uma diminuição na transferência imediata da força gerada pela contracção do músculo para o osso (MAGNUSSON et al., 1997). La Roche et al (2010) correlacionam o tempo para ativação em idosos com maior fraqueza muscular. A força não foi testada, mas pode ser um indicativo importante na diferenciação de idosos com histórico de quedas ocasionais e frequentes, considerando a ação do tibial anterior na estabilização primária do tornozelo e a importância do bíceps femoral para evitar a anteriorização do centro de massa provocada pelo tropeço.

Os participantes mais velhos (acima de 68 anos) apresentaram maior intensidade do músculo vasto lateral do que seus pares mais novos. Tais achados têm sido encontrados na literatura (COLLINS E DE LUCA, 1993; LAUGHTON et al., 2003; BENJUYA et al., 2004). A maior intensidade do vasto lateral em participantes mais velhos pode estar associada à perda de força muscular que acompanha o envelhecimento. Em geral, o aumento da intensidade muscular tem sido explicada pela maior força relativa para que o mesmo torque externo seja vencido (HAZELL et al., 2009). Assim, o aumento pode ser interpretado como uma tentativa de aumentar

o torque para recuperar o equilíbrio, especialmente quando elevadas quantidades de torque muscular são requeridas para evitar uma queda. Apesar de não terem sido identificadas diferenças na capacidade de recuperar o equilíbrio, uma maior debilidade muscular – geralmente presente em sujeitos mais velhos – pode interferir na capacidade do idoso em corrigir com sucesso as alterações em seu centro de gravidade e prevenir uma queda (LAUGHTON et al, 2003). Ainda, a maior intensidade muscular do vasto lateral pode ser interpretada como um possível mecanismo de resposta para o controle postural em função de um distúrbio (LAROUCHE et al., 2010).

Não foi possível identificar diferenças entre os grupos com e sem histórico de quedas para quanto à intensidade da atividade dos músculos avaliados. As principais alterações referidas na habilidade dos idosos realizarem ativação muscular adequada podem estar relacionadas à redução da excitabilidade de motoneurônios  $\alpha$ , transmissão de sinal deficitária junto à junção neuromuscular ou deficiências quanto a excitação-contração (BARRY E CASRON, 2004). A similaridade entre os participantes com e sem histórico de quedas também foi reportada por La Roche et al. (2010) através da mesma comparação, toda via, foi identificado diferente achado quando a análise foi realizada através de grupos formados conforme a função muscular, onde foi referida maior intensidade para o grupo sem histórico de quedas.

Os participantes que referiram duas ou mais quedas diferiram em relação à intensidade do músculo tibial anterior apresentando maiores índices do que os participantes que referiram apenas uma queda. Como não foram encontradas diferenças em relação aos músculos que estabilizam a articulação do joelho, os músculos relacionados a estabilização do tornozelo aparentam estar mais intimamente ligados a ocorrência de quedas, e possivelmente com a frequência. Thelen et al (1997), sugerem que os grupos dorsiflexores e plantiflexores do tornozelo são recrutados antes dos músculos relacionados ao joelho e quadril. Quando a força muscular desses grupos é insuficiente para recuperar o equilíbrio, estratégias de passo ou quadril são adotadas. Essas estratégias envolvem movimentos com maiores amplitudes e deslocamento do centro de massa, demandando maior força e possivelmente levando a maior perda de equilíbrio e consequente queda (LA ROCHE et al, 2010).



Os participantes que referiram escorregamento apresentaram menor intensidade muscular para o gastrocnêmio e bíceps femoral comparado com os participantes que tropeçaram. Tal achado sugere que os participantes que escorregaram tiveram melhor reação para recuperação do equilíbrio frente ao distúrbio, considerando que quando aumentada, a atividade muscular é relacionada à maior dificuldade de recuperação do equilíbrio (PIJNAPPELS et al., 2006). O resultado permite análise também sobre a atividade aumentada verificada no outro grupo, que experimentou o tropeço como causa principal, sugerindo que esses participantes mantêm os principais músculos relacionados à recuperação após o tropeço num estado aumentado de ativação através do aumento da co-ativação, com intuito de aumentar a estabilidade postural, compensando a fraqueza muscular (PIJNAPPELS et al., 2006; LAUGHTON et al., 2003).

Nessa amostra, os resultados obtidos a partir do sequenciamento da ativação muscular sugerem uma estratégia predominante para recuperação do equilíbrio, independente do histórico de queda, da faixa etária e das variáveis relacionadas às quedas. Um sequenciamento distal-proximal foi observado em todos os participantes, dos quais 95,5% iniciaram a recuperação com o recrutamento do músculo gastrocnêmio e tiveram o músculo vasto lateral como último ativado (~90% dos casos). A estratégia mais utilizada apresentou a seguinte ordem: 1) gastrocnêmio, 2) bíceps femoral, 3) tibial anterior e 4) vasto lateral. Os achados corroboram com Thelen et al (2000) que observou o recrutamento inicial do gastrocnêmio após o distúrbio tanto em jovens como em idosos, seguido da ativação do bíceps. A restauração do equilíbrio após o tropeço envolve a sensação de perda do equilíbrio, o planejamento da estratégia de recuperação e a execução da estratégia eleita na velocidade e magnitude adequada (THELEN et al., 2000). Conforme a magnitude do distúrbio se faz necessária co-ativação, com flexão mais rápida do joelho na busca de compensar rapidamente o deslocamento anterior do centro de massa (FREITAS et al., 2010). Os dados observados quanto a ordem de ativação permitem interpretar os momentos da estratégia mais utilizada. O gastrocnêmio reduz a anteriorização do centro de massa gerada pelo distúrbio através da estabilização do tornozelo, favorecendo a retirada do membro inferior caso seja necessário o reposicionamento do pé de balanço. O bíceps femoral interrompe a flexão do tronco através da extensão de quadril, gerando um torque de flexão para o joelho. Juntos, promovem a o enrijecimento para estabilização das

articulações para absorver a carga do impacto. O tibial anterior e o vasto lateral promovem respectivamente a dorsiflexão do tornozelo, a flexão do quadril e à extensão do joelho durante a fase de reposicionamento do pé de balanço (THELENS et al., 2000; PIJNAPPELS et al., 2006).

## 6 CONCLUSÃO

Através do presente estudo concluiu-se que os idosos com e sem histórico de quedas não diferiram quanto à condição funcional nem em relação à integridade do sistema neuromuscular. Uma limitação desse estudo se deve a condição física da amostra, sendo que todos os participantes praticavam algum tipo de atividade física, não apresentando importantes limitações físicas, típicas do idoso. Entretanto, a semelhança funcional da amostra não comprometeu a divisão e comparação dos sujeitos com base nas variáveis de queda, já que não houve diferença entre os grupos.

As hipóteses testadas de que idosos com históricos de quedas apresentariam maior latência, menores picos de atividade e ativações mais lentas que seus pares foram rejeitadas. Contudo, foi possível identificar diferenças entre os idosos caídores quando agrupados conforme a causa e a frequência das quedas reportadas, tanto para os testes funcionais como para as variáveis eletromiográficas. Dessa forma, estudos com maior amostra são necessários para verificar alterações que nesse experimento foram apenas sugeridas devido ao número de participantes da amostra, por exemplo, das respostas neuromusculares em idosos com diferentes causas e frequências das quedas. A estratificação da amostra de caídores quanto à frequência e causa das quedas pode melhorar a interpretação dos resultados de estudos que visam analisar sua incidência e causas.

## REFERÊNCIAS

- Guidelines for the Prevention of Falls in Older Persons. American Geriatrics Society, British Geriatrics Society, and American Academy of Orthopaedic Surgeons Panel on Falls Prevention. **J Am Geriatr Soc**, 49: 664–72, 2001
- Baker S P and Harvey A H. Fall injuries in the elderly. **Clinical of Geriatric. Medic.** v.1, p.501–12, 1985.
- Baloh R W, Fife T D, Zwerling L, Socotch T, Jacobson K, Bell T, et al. Comparison of static and dynamic posturography in young and older normal people. **J Am Geriatr Soc**. 42(4):405–12, 1994.
- Barry, B. K. and Carson, R. G. The consequences of resistance training for movement control in older adults. **Journal of Gerontology** 59a(7): 730-754; 2004
- Berg, W. P., H. M. Alessio, et al. Circumstances and consequences of falls in independent community-dwelling older adults. **Age and Ageing** 26(4): 261-268; 1997.
- Chambers, A. J. and R. Cham. Slip-related muscle activation patterns in the stance leg during walking. **Gait & Posture** 25(4): 565-572; 2007
- Chiu, A. Y. Y., S. S. Y. AU-YEUNG, et al. A comparison of four functional tests in discriminating fallers from non-fallers in older people. **Disability and Rehabilitation** 25(1): 45-50; 2003.
- Clark, D. J. and R. A. Fielding. "Neuromuscular contributions to age-related weakness. **Journals of Gerontology** - Series A Biological Sciences and Medical Sciences 67 A(1): 41-47; 2012.
- Close J C. Prevention of falls in older people **Disability Rehabilitation**. v.27, n.18-19, p1061-71, 2005.
- de Freitas, P. B., C. A. Knight, et al. Postural reactions following forward platform perturbation in young, middle-age, and old adults, **Journal of Electromyography and Kinesiology** 20(4): 693-700; 2010.
- Delagi EF, Perotto A. An anatomic guide for the electromyographies-the limb. physical medicine and rehabilitation, 2nd ed. Springfield: **Thomas Publishing Company**; 1980.
- Desai, A., V. Goodman, et al. Relationship Between Dynamic Balance Measures and Functional Performance in Community-Dwelling Elderly People. **Physical Therapy** 90(5): 748-760; 2010.
- Doherty TJ, Vandervoort AA, Taylor AW, Brown WF. Effects of motor unit losses on strength in older men and women. **J Appl Physiol**. 1993;74:868–874.

- Du Pasquier D A, Blanc Y, Sinnreich M, Landis T, Burkhard P, Vingerhoets F J G. The effect of aging on postural stability: a cross sectional and longitudinal study. **Neurophysiologie Clinique**, 33, 213–218, 2003.
- Dutta C, Hadley EC. The significance of sarcopenia in old age. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci**, 50:1–4.;1995
- Eng, J. J., D. A. Winter, et al. Strategies for recovery from a trip in early and late swing during human walking. **Experimental Brain Research** 102(2): 339-349; 1994.
- Farina D, Merletti R, Enoka RM. The extraction of neural strategies from the surface EMG. **J Appl Physiol**. 96:1486–1495, 2004.
- Freitas, P e Barela, J A. Alterações no funcionamento do sistema de controle postural de idosos: Uso da informação visual. *Rev. Port. Cien. Desp.*, jan. 2006, vol.6, no.1, p.94-105. ISSN 1645-0523.
- Gehlsen G M and Whaley M H. Falls in the elderly: part II, balance, strength, and flexibility. *Arch Phys Med Rehabil* 71(10):739–741, 1990.
- Henry, S. M., J. Fung, et al. EMG Responses to Maintain Stance During Multidirectional Surface Translations. **Journal of Neurophysiology** 80(4): 1939-1950; 1998.
- Hermens HJ, Frekis B, Merletti R, Stegman D, Rau G, Klug CD, Hägg G. European Recommendations for surface electromyography - SENIAM, p. 16-7, 1999.
- Honeycutt P H.; Ramsey P. Factor contributing to falls in elderly men living in the community. **Geriatric Nursing**. v. 23, n. 5, 2002.
- Horak, F. B. Clinical assessment of balance disorders. **Gait and Posture** 6(1): 76-84; 1997.
- Horak, F. B. and L. M. Nashner. Central programming of postural movements: adaptation to altered support-surface configurations. **Journal of Neurophysiology** 55(6): 1369-1381; 1986.
- Horak, F B. Postural orientation and equilibrium: what do we need to know about neural central of balance to prevent falls. **Age and Ageing**, 35: 117-121, 2006.
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística, Censo Demográfico 1940/2000 e Projeção da População do Brasil por Sexo e Idade para o Período 1980-2050 – **Revisão** 2008.
- Instituto Brasileiro de Geografia e Estatística. Estimativas de projeção da população. **Projeções 1980-2050**. 2008.
- Kerrigan D C, Xenopoulos-Odsson A, Sullivan M J, Lelas J J, Riley P O. Effect of a hip flexor-stretching program on gait in the elderly. **Archive of Physical Medicine and Rehabilitation**, v 84, p 1-6, 2003.

- Kirkwood, R. N., R. G. Trede, et al. Decreased gastrocnemius temporal muscle activation during gait in elderly women with history of recurrent falls. **Gait and Posture** 34(1): 60-64; 2011.
- Klein C S, Allman B L, Marsh G D, & Rice C L. Muscle size, strength, and bone geometry in the upper limbs of young and old men. **Journal of Gerontology: Biological Sciences**, 57A, M455-M459, 2002.
- Koeppen, B. M. & Stanton, B. A. Berne & Levy: Fisiologia, 6<sup>a</sup> ed., Ed. Elsevier, Rio de Janeiro, RJ. ISBN-10: 8535230572; 2009.
- L. Sturnieks, D., R. St George, et al. Balance disorders in the elderly. **Neurophysiologie Clinique/Clinical Neurophysiology** 38(6): 467-478; 2008.
- Lamoureux, E. L., W. A. Sparrow, et al. Differences in the Neuromuscular Capacity and Lean Muscle Tissue in Old and Older Community-Dwelling Adults. **The Journals of Gerontology Series A: Biological Sciences and Medical Sciences** 56(6): M381-M385; 2001.
- LaRoche, D. P., K. A. Cremin, et al. Rapid torque development in older female fallers and nonfallers: A comparison across lower-extremity muscles. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 20(3): 482-488; 2010.
- Laughton, C. A., M. Slavin, et al. Aging, muscle activity, and balance control: physiologic changes associated with balance impairment. **Gait and Posture** 18(2): 101-108; 2003.
- Lin, S.-I. and M. Woollacott, Association between sensorimotor function and functional and reactive balance control in the elderly. **Age and Ageing** 34(4): 358-363; 2005.
- Macaluso A, De Vito G, Muscle strength, power and adaptations to resistance training in older people. **European Journal of Applied Physiology**, 91(4):450–472, 2004.
- Maki B E, Holliday P J, Topper A K. A prospective study of postural balance and risk of falling in an ambulatory and independent elderly population. **J Gerontol.**, 49 (2) : M72–84, 1994.
- Maki B E, McIlroy W E: The role of limb movements in maintaining upright stance: the ‘change-in-support’ strategy. **Phys Ther**; 77: 488–507, 1997.
- Massud T and Morris R O. Epidemiology of falls. *Age and Ageing*, London, v.30, p.3-7, 2001.
- Matrangola, S. L. and M. L. Madigan The effects of obesity on balance recovery using an ankle strategy. **Human Movement Science** 30(3): 584-595; 2011.
- Melzer I, Benjuya N, Kaplanski J. Postural stability in the elderly: a comparison between fallers and non-fallers. **British Geriatric Society: Age and Ageing**, 33: 602-607, 2004.

- Melzer I, Shtilman I, Rosenblatt N, Oddsson L I: Reliability of voluntary step execution behavior under single and dual task conditions. **J Neuroeng Rehabil**, 4: 16, 2007.
- Montero-Odasso, M., M. Schapira, et al. Gait velocity as a single predictor of adverse events in healthy seniors aged 75 years and older. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences** 60(10): 1304-1309; 2005.
- Murray M P, Gardner G M, Mollinger L A, Sepic S B. Strength of isometric and isokinetic contractions: knee muscles of men aged 20 to 86. **Phys Ther.** 60:412–419, 1980.
- Nakamura, H., T. Tsuchida, et al. The assessment of posture control in the elderly using the displacement of the center of pressure after forward platform translation. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 11(6): 395-403; 2001.
- Nardone, A., A. Giordano, et al. Responses Of Leg Muscles In Humans Displaced While Standing. **Brain** 113(1): 65-84; 1990.
- Narici MV, Maganaris CN. Plasticity of the muscle-tendon complex with disuse and aging. **Exerc Sport Sci Rev.** 35:126–134, 2007
- Nevitt M C, Cummings S R, Kidd S, Black D. Risk factors for recurrent non-syncopal falls: a prospective study. **JAMA**;261:2663–2668, 1989.
- Pajala S, Era P, Koskenvuo M, Kaprio J, Törmäkangas T, Rantanen T. Force Platform Balance Measures as Predictors of Indoor and Outdoor Falls in Community-Dwelling Women Aged 63–76 Years. **Journal of Gerontology: MEDICAL SCIENCES**, Vol. 63A, No. 2, 171–17, 2008.
- Pavol, M. J., T. M. Owings, et al. The sex and age of older adults influence the outcome of induced trips. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences** 54(2): M103-M108. 1999,
- Pavol, M. J., T. M. Owings, et al. Mechanisms leading to a fall from an induced trip in healthy older adults. **Journals of Gerontology - Series A Biological Sciences and Medical Sciences** 56(7): M428-M437. 2001.
- Pavol, M. J., T. M. Owings, et al. Influence of Lower Extremity Strength of Healthy Older Adults on the Outcome of an Induced Trip. **Journal of the American Geriatrics Society** 50(2): 256-262; 2002.
- Pavol, M. J. and Y.-C. Pai. Deficient limb support is a major contributor to age differences in falling. **Journal of Biomechanics** 40(6): 1318-1325; 2007.
- Peterka, R. J. and F. O. Black. Age-related changes in human posture control: Motor coordination tests. **Journal of Vestibular Research** 1(1): 87-96; 1990.

- Pijnappels, M., M. F. Bobbert, et al. Push-off reactions in recovery after tripping discriminate young subjects, older non-fallers and older fallers. **Gait and Posture** 21(4): 388-394; 2005,
- Pijnappels, M., M. F. Bobbert, et al. Older fallers are less able to rapidly generate rapidpush-off reactions. **Gait and Posture** 21, Supplement 1(0): S119; 2005,
- Pijnappels, M., M. F. Bobbert, et al. How early reactions in the support limb contribute to balance recovery after tripping. **Journal of Biomechanics** 38(3): 627-634; 2005,
- Pijnappels, M., M. F. Bobbert, et al. EMG modulation in anticipation of a possible trip during walking in young and older adults. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 16(2): 137-143; 2006,
- Pijnappels, M., N. D. Reeves, et al. Tripping without falling; lower limb strength, a limitation for balance recovery and a target for training in the elderly. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 18(2): 188-196; 2008,
- Prince F, Corriveau H, Hebert R; Winter D A Gait in elderly. **Gait and Posture**. v. 5, p. 128-135, 1997.
- Prudham D, Evans J G. Factors associated with falls in the elderly: a community study. **Age Ageing**. v. 10(3), p. 141-146, 1981.
- Reeves N D, Narici M N and Maganaris C N. Effect of resistance training on skeletal muscle-specific force in elderly humans. **J Appl Physiol** 96: 885–892, 2004.
- Robertson, G., Caldwell, G., Hamill, J., Kamen, G., & Whittlesay, S. Research methods in biomechanics. Champaign, IL: Human Kinetics, 2004
- Roudsari B S, Ebel B E, Corso P S, Molinari N A M, Koepsell T D . The acute medical care costs of fall-related injuries among the U.S. older adults. **Injury** 36(11):1316, 2005.
- Rosenblatt, N. J. and M. D. Grabiner. Relationship Between Obesity and Falls by Middle-Aged and Older Women. **Archives of physical medicine and rehabilitation** 93(4): 718-722; 2012..
- Scarborough D M; Krebs D E.; Harris B A. Quadriceps muscle strenght and dynamic stability in elderly persons. **Gait & Posture**. v. 10, 10-20, 1999.
- Siqueira, F. V., L. A. Facchini, et al. **Prevalence of falls in elderly in Brazil: a countrywide analysis**. Cadernos de Saúde Pública 27: 1819-1826. 2011,
- Solomonow, MA. Practical guide to electromyography international society of biomechanics. Proceedings of the 15th JyVaskyla, **International Society of Biomechanics Congress**. Finland, 5 July, p, 96; 1995,
- Tinetti M E, Speechley M, Ginter S F. Risk factors for falls among elderly persons living in the community. **N Engl J Med**, 319: 1701–7, 1988.

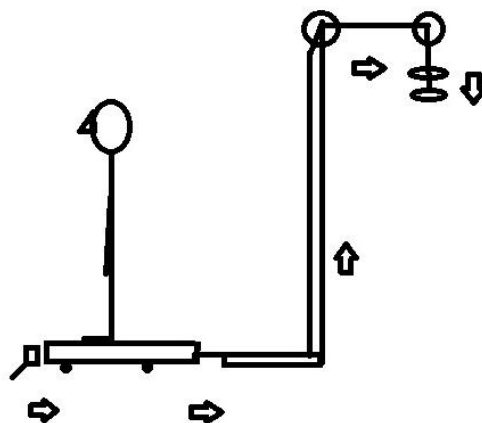


- Thelen, D. G., M. Muriuki, et al. Muscle activities used by young and old adults when stepping to regain balance during a forward fall. **Journal of Electromyography and Kinesiology** 10(2): 93-101; 2000
- Thelen, D. G., Wojcik, L. A., Schultz, A. B., Ashton-Miller, J. A., Alexander, N. B., Age differences in using a rapid step to regain balance during a forward fall. **J Gerontol A Biol Sci Med Sci** 52A(1): M8-M13, 1997.
- Thrane, G., R. Joakimsen, et al. The association between timed up and go test and history of falls: The Tromso study. **BMC Geriatrics** 7(1): 1. 2007
- Topper A K, Maki B E, Holliday P J. Are activity-based assessments of balance and gait in the elderly predictive of risk of falling and/or type of fall? **J Am Geriatr Soc.**, 41 (5):479 – 87, 1993.
- Van den Bogert A J, Pavol M J, Grabiner M D: Response time is more important than walking speed for the ability of older adults to avoid a fall after a trip . **J Biomech** 35: 199–205, 2002.
- Wallerstein, L. F., V. Tricoli, et al. Effects of strength and power training on neuromuscular variables in older adults. **Journal of Aging and Physical Activity** 20(2): 171-185; 2012
- Weigelt JA. Trauma. In: Advanced Trauma Life Support for Doctors: **ATLS**. 6th ed. Chicago: American College of Surgeons, 26, 1997.
- Winter D A. Human balance and posture control during standing and walking. **Gait Posture**, 3:193–214, 1995.

## APÊNDICE I

### TERMO DE CONSENTIMENTO LIVRE E ESCLARECIDO

- a) O Senhor(a), que possui 65 anos ou mais, está sendo convidado(a) a participar de um estudo intitulado “Análise das respostas de ajuste postural a um distúrbio controlado em idosos com e sem histórico de quedas”. É através das pesquisas clínicas que ocorrem os avanços importantes em todas as áreas, e sua participação é fundamental.
- b) O objetivo desta pesquisa é avaliar o seu equilíbrio e quanto tempo leva para o seu corpo reagir a um desequilíbrio ou estímulo que exija um reposicionamento corporal.
- c) Caso o Sr.(a) participe da pesquisa, será necessário comparecer ao laboratório para realizar os testes e responder a um conjunto de questionários contendo informações sobre as atividades no seu dia-a-dia, sua qualidade de vida, histórico clínico (cirurgias, doenças, uso de medicação, etc.) e histórico de quedas, ou seja, quantas vezes o Sr(a) lembra de ter caído no último ano. Iremos verificar seu peso e altura, então você passará por alguns testes de funcionalidade onde serão solicitadas algumas tarefas envolvendo a caminhada e sentar e levantar de uma cadeira; ainda será solicitado que você fique em pé sobre uma plataforma de madeira, onde liberaremos um peso equivalente a 10% do seu peso corporal, que irá puxar essa plataforma por 4,5 cm. Durante os testes, o Sr.(a) estará utilizando equipamentos de eletromiografia, ou seja, pequenos eletrodos adesivos que são fixados sobre a pele a fim de registrar a ação de seus músculos. Esses eletrodos não trazem nenhum risco ou desconforto. Os eletrodos serão colados na sua pele em regiões específicas, como na coxa e atrás da perna e serão retirados quando os testes acabarem. Em alguns casos será necessário remover alguns pelos cutâneos (depilar ligeiramente) da área a ser avaliada.



- d) Para tanto, você deverá comparecer no horário previamente marcado no Centro de Estudos do Comportamento Motor (CECOM), localizado no Departamento de Educação Física, para responder o questionário, passar pelas medições de peso e altura e participar dos testes de equilíbrio por aproximadamente 2 horas.
- e) A pesquisadora Samia Moreira Akel é responsável pelo projeto e pode ser contatada pelos telefones: 3336-1443 / 9985-0587/ e-mail: [samia.fisio@yahoo.com.br](mailto:samia.fisio@yahoo.com.br) para esclarecer qualquer dúvida referente à avaliação e aos testes que serão realizados nessa pesquisa, estando disponível de segunda a sexta feira, das 09:00-12:00 e das 14:00-20:00. Alternativamente, o Centro de Estudos de Comportamento Motor também poderá ser contatado pelo fone 3360-4333 (Prof. André Rodacki).
- f) Estão garantidas todas as informações que você queira, antes durante e depois do estudo.
- g) A sua participação neste estudo é voluntária. Contudo, se o Sr.(a) não quiser mais fazer parte da pesquisa poderá solicitar de volta o termo de consentimento livre esclarecido assinado.
- h) As informações relacionadas ao estudo poderão ser inspecionadas pelos responsáveis pelo projeto e pelas autoridades legais. No entanto, se qualquer informação for divulgada em relatório ou publicação, isto será feito sob forma codificada, para que a **confidencialidade** seja mantida.
- i) Não haverá nenhuma despesa para participar desse estudo.
- j) Pela sua participação no estudo, você não receberá qualquer valor em dinheiro.
- k) Quando os resultados forem publicados, não aparecerá seu nome, e sim um código, de forma a preservar sua identidade.

Eu, \_\_\_\_\_ li o texto acima e compreendi a natureza e objetivo do estudo do qual fui convidado a participar. A explicação que recebi menciona os riscos e benefícios do estudo e os tratamentos alternativos. Eu entendi que sou livre para interromper minha participação no estudo a qualquer momento sem justificar minha decisão e sem que esta decisão afete meu tratamento. Eu entendi o que não posso fazer durante o tratamento e sei que qualquer problema relacionado ao tratamento será tratado sem custos para mim.

Eu concordo voluntariamente em participar deste estudo.

Curitiba, \_\_\_\_\_ de \_\_\_\_\_ de 2011.

\_\_\_\_\_  
(Assinatura do sujeito de pesquisa ou responsável legal)

\_\_\_\_\_  
Samia Moreira Akel  
Pesquisador Responsável  
Fones 3336-1443 / 9985-0587

Comitê de Ética em Pesquisa do Setor de Ciências da Saúde da UFPR Telefone: (41) 3360-7259 e-mail: cometica.saude@ufpr.br
--

**APÊNDICE II****FORMULÁRIO DE AVALIAÇÃO**

DADOS PESSOAIS:

HORA: \_\_\_\_\_

NOME: \_\_\_\_\_ DATA AV.: \_\_\_\_\_

TELEFONE: \_\_\_\_\_ DATA DE NASC.: \_\_\_\_/\_\_\_\_/\_\_\_\_

IDADE: \_\_\_\_\_ R.G./CPF: \_\_\_\_\_ PROFISSÃO: \_\_\_\_\_

ENDEREÇO: \_\_\_\_\_

EM CASO DE EMERGÊNCIA, AVISAR: \_\_\_\_\_ TEL.: \_\_\_\_\_

AVALIAÇÃO FÍSICA:

PESO: \_\_\_\_\_ ALTURA: \_\_\_\_\_

LISTE OS MEDICAMENTOS QUE VOCÊ USA (NOME E MOTIVO):

---

---

**1. No momento, você apresenta alguma condição anormal de saúde?**

(fratura, contusão, dor) ( ) NÃO ( ) SIM

Por favor, explique: \_\_\_\_\_

**2. Você já foi diagnosticado por algum médico com as seguintes condições:**

( ) Doença cardíaca

( ) Doença reumática (atrose, artrite)

( ) Hipertensão

( ) Diabetes

( ) Doença Ortopédica

( ) Labirintite/ Vertigem

Por favor, explique: \_\_\_\_\_

**3. Você passou por alguma cirurgia nos últimos 6 meses?** ( ) NÃO ( ) SIM

Por favor, explique: \_\_\_\_\_

**4. Você possui alguma prótese?** ( ) NÃO ( ) SIM

Por favor, explique: \_\_\_\_\_

**5. Você fuma?** ( ) NÃO ( ) SIM.

\_\_\_\_cigarros/dia      \_\_\_\_charutos/dia      \_\_\_\_cachimbos/dia

**6. Você ingere bebidas alcoólicas?** ( ) NÃO ( ) SIM

Qual? \_\_\_\_\_ freq. \_\_\_\_/semana.

**7. Você caiu\* alguma vez no último ano? (conta como queda se foi necessário alguém lhe segurar ou se foi necessário se apoiar em algo para não cair).**

( ) NÃO ( ) SIM. Por favor, explique como e onde:

\_\_\_\_\_

**8. Cair é algo que lhe preocupa?** ( ) NÃO ( ) SIM. Se sim, por quê?

**9. Atualmente você pratica alguma atividade física?**

( ) NÃO ( ) SIM. Se sim, por favor, especifique:

( ) corrida ( ) hidroginástica ( ) caminhada vigorosa ( ) pilates

( ) bicicleta ( ) levantamento de peso ( ) aeróbica ( ) natação

( ) outro (especifique) \_\_\_\_\_

Frequência: \_\_\_\_\_ vezes por semana. (duração por dia: \_\_\_\_\_)

**10. Você possui alguma restrição à prática de atividade física?**

( ) NÃO ( ) SIM. Por favor, explique:

\_\_\_\_\_

**APÊNDICE III****FICHA TESTES FUNCIONAIS:**

**Nome:**\_\_\_\_\_ **Idade:**\_\_\_\_\_.

**Teste Caminhada de 6 minutos:**

**Metros:**\_\_\_\_\_.

**Teste Sentar e Levantar 30 segundos:**

**Veze:**\_\_\_\_\_.

**Teste “Time-up-and-go”:**

**Tempo:**\_\_\_\_\_.